



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY  
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**DETEKCE ATRIÁLNÍ FIBRILACE V DLOUHODOBÝCH EKG  
ZÁZNAMECH**

DETECTION OF ATRIAL FIBRILLATION IN LONG-TERM ECG RECORDS

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Klára Imramovská**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Lucie Maršánová**

**BRNO 2019**

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Klára Imramovská

**ID:** 195185

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2018/19

**NÁZEV TÉMATU:**

## Detekce atriální fibrilace v dlouhodobých EKG záznamech

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s podstatou patofyziologie fibrilace síní a jejími projevy v EKG signálu. 2) Nastudujte a popište základní principy a metody používané pro automatickou detekci fibrilace síní. 3) Vyberte si zajímavou metodu detekce fibrilace síní a realizujte je v programovém prostředí Matlab. Provedte základní testování funkčnosti algoritmů na vybraných EKG signálech (uvedených v bodě 4). 4) Navržené algoritmy optimalizujte a otestujte je na signálech z databází Long-Term AF Database a MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. 5) Dosažené výsledky shrňte, diskutujte a porovnejte s výsledky dosaženými ostatními autory.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

- [1] DASH, S., K. H. CHON, S. LU a E. A. RAEDER. Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation. DOI: 10.1007/s10439-009-9740-z. ISBN 0090-6964.
- [2] ZHOU, Xiaolin, Hongxia DING, Wanqing WU, Yuanting ZHANG a Alena TALKACHOVA. A Real-Time Atrial Fibrillation Detection Algorithm Based on the Instantaneous State of Heart Rate. PLOS ONE. 2015, 10(9). DOI: 10.1371/journal.pone.0136544. ISBN 0090-6964. ISSN 1932-6203.

**Termín zadání:** 4.2.2019

**Termín odevzdání:** 24.5.2019

**Vedoucí práce:** Ing. Lucie Maršánová

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Práce se zabývá problematikou automatické detekce atriální fibrilace v dlouhodobých EKG záznamech. V úvodu teoretické části je popsána elektrofyzilogie srdce a podstata síňové fibrilace. Dále jsou představeny metody automatické detekce atriální fibrilace. V praktické části je v programovém prostředí MATLAB realizována metoda využívající symbolických dynamických systémů a výpočtu Shannonovy entropie. Metoda je otestována na signálech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a Long-Term AF Database. Úspěšnost klasifikace je v závěru porovnána s metodami z různých studií.

## **Klíčová slova**

Atriální fibrilace, elektrokardiogram, klasifikace, tepová frekvence, Shannonova entropie, symbolické dynamické systémy

## **Abstract**

The thesis deals with problems of automatic detection of atrial fibrillation in long-term ECG records. The preface of the theoretical part describes the electrophysiology of the heart and the principle of atrial fibrillation. Furthermore, it introduces methods of automatic detection of atrial fibrillation. In the practical part a method which uses the symbolic dynamics and a calculation of Shannon entropy is implemented in the MATLAB software environment. The method is tested on signals from the MIT-BIH Atrial Fibrillation Database and the Long-Term AF Database. Lastly, the accuracy of the classification is compared with methods described in different papers.

## **Keywords**

Atrial fibrillation, electrocardiogram, classification, heart rate, Shannon entropy, symbolic dynamics

### **Bibliografická citace:**

IMRAMOVSKÁ, K. *Detekce atriální fibrilace v dlouhodobých EKG záznamech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 53 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lucie Maršánová.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Detekce atriální fibrilace v dlouhodobých EKG záznamech jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....  
podpis autora(-ky)

## **Poděkování**

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Lucii Maršánové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....  
podpis autora(-ky)

# Obsah

Seznam obrázků.....	8
Seznam tabulek.....	9
Úvod .....	10
1 Srdce .....	11
1.1 Elektrická aktivita srdce .....	11
1.2 Převodní systém srdeční.....	12
1.3 Elektrokardiogram.....	13
2 Atriální fibrilace .....	15
2.1 Patofyziologie a mechanismus vzniku.....	15
2.2 Projevy v EKG záznamu.....	16
2.3 Klasifikace atriální fibrilace .....	16
3 Metody detekce atriální fibrilace.....	17
3.1 Metody založené na výpočtu parametrů z RR intervalů .....	17
3.2 Metoda založená na výpočtu poměru bodů zvratu (Turning Point Ratio) .....	18
3.3 Metoda založená na výpočtu Shannonovy entropie.....	19
3.4 Metoda využívající RdR mapu .....	19
3.5 Metoda využívající Markovova modelu .....	20
3.6 Metoda založená na výpočtu parametrů z Poincarého mapy.....	21
3.7 Metoda založená na výpočtu hustoty rozdělení pravděpodobnosti $\Delta$ RR intervalů.....	22
3.8 Metoda detekce změny srdečních rytmů .....	23
3.9 Metoda využívající normalizace délky RR intervalů.....	25
3.10 Metoda využívající symbolických dynamických systémů .....	26
4 Realizace automatické detekce atriální fibrilace.....	28
4.1 Použité testovací databáze.....	28
4.2 Načtení dat .....	29
4.3 Detekce atriální fibrilace.....	30
4.4 Výběr optimálního prahu .....	31
4.5 Ukázky výsledků detekce.....	32
5 Hodnocení úspěšnosti detekce.....	39
5.1 Použité parametry pro hodnocení úspěšnosti .....	39
5.2 Hodnocení úspěšnosti navrženého detektoru .....	39
5.3 Porovnání dosažených výsledků s publikovanými metodami.....	45
Závěr.....	48
Literatura .....	49
Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	53

## Seznam obrázků

Obrázek 1 Převodní systém srdeční (převzato a upraveno z [4]).....	12
Obrázek 2 Fyziologická křivka EKG (převzato z [5]) .....	14
Obrázek 3 Fibrilace síní (převzato z [7]) .....	16
Obrázek 4 ROC křivka s nejlepším prahem.....	32
Obrázek 5 Detekce změny rytmu.....	33
Obrázek 6 Nepřesná detekce kratších úseků s atriální fibrilací.....	34
Obrázek 7 Nepřesná detekce u krátkých změn rytmu z AF na jiný .....	34
Obrázek 8 Nepřesná detekce rychlých změn z pravidelného na nepravidelný rytmus.....	35
Obrázek 9 Chybná detekce u rychlých změn srdečního rytmu .....	36
Obrázek 10 Nedetekované krátké úseky bez atriální fibrilace s nepravidelnou frekvencí.....	36
Obrázek 11 Chybná klasifikace při nepravidelné tepové frekvenci .....	37
Obrázek 12 Chybná klasifikace při pravidelnější tepové frekvenci .....	37



## Seznam tabulek

Tabulka 1 Záznamy, u kterých byla přesnost detekce nižší než 90 % .....	40
Tabulka 2 Záznamy, u kterých byla přesnost detekce vyšší než 99 % .....	42
Tabulka 3 Porovnání dosažených výsledků s publikovanými metodami .....	45

# ÚVOD

V dnešní době patří atriální fibrilace mezi nejčastější poruchy srdečního rytmu. Vyskytuje se většinou u starších osob, ale může se projevit i u mladších osob či velmi vzácně u dětí. Riziko vzniku atriální fibrilace vzrůstá u hypertenze, ischemické choroby srdeční, chlopenních vad či při zvýšené činnosti štítné žlázy, přítomnost této arytmie vysoce zvyšuje riziko srdečního selhání a vzniku cévních mozkových příhod. Často se však stane, že pacient symptomy arytmie vůbec nezaregistruje.

Jelikož se atriální fibrilace projevuje typickou změnou elektrokardiografického (EKG) signálu, kdy vymizí P vlna a RR intervaly jsou nepravidelné, spočívá v současnosti diagnóza v rozpoznání průvodních příznaků a v prohlédnutí záznamu z elektrokardiografu. Tato metoda nemusí být příliš spolehlivá, protože velkou mírou závisí na zkušenostech a odborných znalostech lékaře, navíc je také velice časově náročná. Proto bylo vyvinuto velké množství různých metod pro automatickou detekci atriální fibrilace, které by mohly umožnit spolehlivější a včasnou detekci arytmie. Protože však stále nebyl vyvinut algoritmus, který by dosahoval 100 % úspěšnosti, je zde pořád prostor k vylepšování či k vývoji nových metod.

Úvod teoretické části práce je věnován popisu fyziologie srdce, jeho elektrické aktivity a principu šíření vzruchu. Kapitola 2 se zabývá podstatou atriální fibrilace, mechanismem jejího vzniku a popisem EKG. Principy vybraných metod automatické detekce fibrilace jsou popsány v kapitole 3.

V praktické části práce je pomocí programového prostředí MATLAB realizována metoda detekce atriální fibrilace vycházející z nepravidelnosti tepové frekvence a symbolických dynamických systémů, která je otestována na signálech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a Long-Term AF Database ze serveru PhysioNet. V kapitole 4.5 jsou ukázány a popsány výsledky detekce. V kapitolách 5.1 až 5.3 jsou výsledky automatické detekce následně zhodnoceny a porovnány s výsledky dříve publikovaných metod.

# 1 SRDCE

Kardiovaskulární systém se u člověka skládá z uzavřené soustavy krevních cév a srdce, které rozvádí krev do celého těla. Srdce je dutý kuželovitý orgán složený ze čtyř dutin – pravá komora a předsíň a levá komora a předsíň. Je uloženo v mezihrudí nad bránicí, jeho jedna třetina směřuje vpravo a dvě třetiny vlevo od střední roviny. Srdeční stěna je tvořena ze tří vrstev. Vnitřní vrstva, která je nazvána endokard, vystýlá srdeční dutinu a tvoří srdeční chlopně. Nejmhutnější část srdeční stěny představuje speciální typ svaloviny zvaný myokard zajišťující pravidelné stahy srdce. Na myokard navazuje vazivová zevní vrstva epikard. Celé srdce je obaleno tenkým nepružným vakovitým obalem perikardem, který pomocí serózní tekutiny zmírňuje tření při srdečních pohybech. [1]

Srdce se dá přirovnat k pumpě, čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání kontrakce (systola) a relaxace (diastola) svaloviny komor. Během diastoly se komory plní krví, při systole ji vypuzují do velkých tepen (pravá komora do plicnice, levá do aorty). Do komor krev přitéká z předsíní – do levé předsíně ústí okysličená krev z plicních žil, do pravé odkysličená krev z horní a dolní duté žíly. Trojcípá chlopeň mezi pravou síní a pravou komorou, dvojcípá chlopeň mezi levou síní a levou komorou a poloměsíčitá chlopně mezi komorami a velkými tepnami zajišťují jednosměrný průtok krve z předsíní do komor a odtud do aorty či plicnice. Normální minutový srdeční výdej (objem krve přečerpáný jednou komorou za minutu) je zhruba 5,5 l, při fyzickém vypětí se však může zvýšit až na 25 l. [2]

## 1.1 Elektrická aktivita srdce

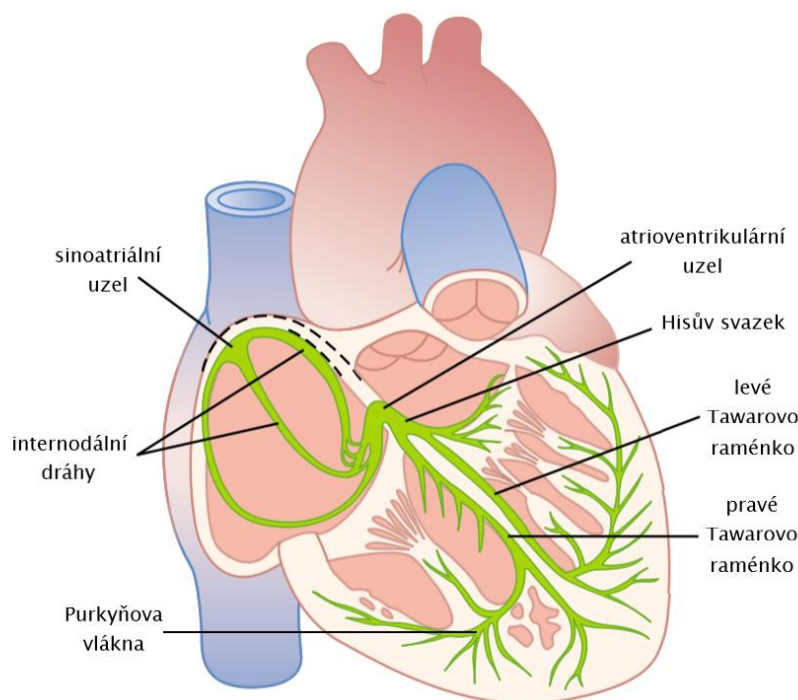
Elektrická aktivita všech srdečních vláken se dá charakterizovat schopností polarizace a depolarizace jejich buněčných membrán. V klidu je membrána buňky polarizována, vnitřek buňky je kvůli nerovnoměrnému rozdělení iontů oproti vnějšímu prostředí negativní. Nestejné rozložení iontů je způsobováno jejich difuzí, permeabilitou membrány a činností iontové pumpy ( $\text{Na}^+\text{-K}^+$  ATPáza). Hlavním intracelulárním iontem je  $\text{K}^+$ , jeho buněčná koncentrace je přibližně 30krát větší než vně buňky, hlavním extracelulárním iontem je  $\text{Na}^+$ .

Akční potenciál srdečního svalového vlákna začíná rychlou změnou membránového potenciálu, při které se vnitřek buňky během 1–3 ms dostane z klidové hodnoty -90 mV až na hodnotu +20 až +30 mV. Tato fáze, nazvaná depolarizace, je způsobena proudem sodíkových iontů směřujících dovnitř buňky. Po velmi krátké částečné repolarizaci následuje fáze plató, kdy hodnota membránového potenciálu zůstává po dobu 100–300 ms téměř konstantně na +15 mV. Je způsobena pomalým proudem iontů  $\text{Ca}^{2+}$  směrem dovnitř, který je

vyrovnáván malým proudem draslíkových iontů směřujících z buňky. Zvýšením propustnosti draslíkových kanálů dochází k repolarizaci, membránový potenciál se vrací na klidovou hodnotu. Celý akční potenciál buňky myokardu trvá přibližně 200–400 ms. Od počátku depolarizace do zhruba dvou třetin repolarizace se buňka nachází v refrakterní fázi, kdy je srdeční buňka zcela nedráždivá, další depolarizace se tedy nedá vyvolat ani velmi intenzivním podnětem. Další podráždění je možné vyvolat až při poklesu potenciálu na hodnotu přibližně -40 mV. Tímto je srdeční myokard chráněn před příliš rychlým opakováním vzruchů, kdy by hrozilo snížení čerpací funkce srdce. [2]

## 1.2 Převodní systém srdeční

Buňky myokardu se podle funkce dají rozdělit na převodní systém srdeční, který má schopnost samovolně tvořit vzruchy a rozvést je po srdci, a pracovní myokard, jehož buňky za normálních okolností nejsou schopny spontánní tvorby vzruchů, na impulsy odpovídají kontrakci, jejich hlavní funkcí je mechanická čerpací práce srdce. U buněk schopných samovolného tvoření vzruchů (automacie) neexistuje konstantní klidový potenciál, depolarizace směrem k prahové hodnotě probíhá spontánně. Akční potenciál buněk pracovního myokardu je generován šířením vzruchu, ke vzniku akčního potenciálu stačí depolarizace o přibližně 20 až 25 mV. Převodní systém srdeční tvoří sinoatriální (SA) uzel, atrioventrikulární (AV) uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka s větvením a Purkyňova vlákna. [3]



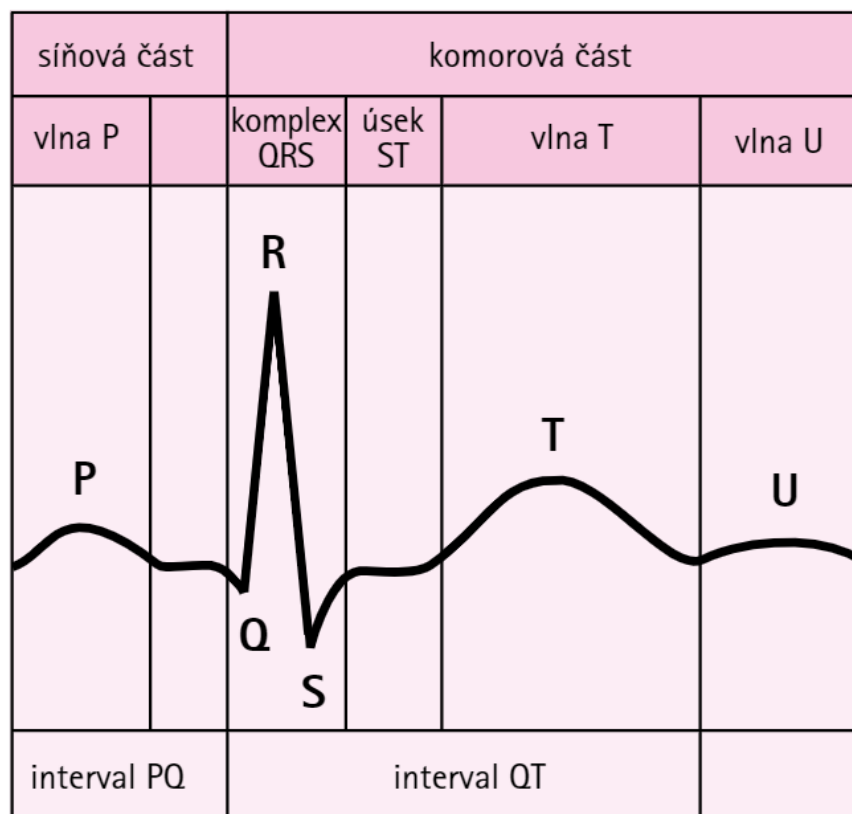
**Obrázek 1** Převodní systém srdeční (převzato a upraveno z [4])

SA uzel je uložen pod epikardem ve stěně pravé předsíně blízko ústí horní duté žíly. Protože je u SA uzlu spontánní depolarizace nejrychlejší a nejdříve dosáhne spouštěcí úrovně, určuje frekvence vzruchů SA uzlu (přibližně 60–100/min) frekvenci srdečních stahů, udává tzv. sinusový rytmus. SA uzel je označován jako srdeční pacemaker. Podráždění se z SA uzlu šíří po celém pracovním myokardu předsíní, odtud konverguje k AV uzlu, který spolu s Hisovým svazkem tvoří jediné vodivé spojení mezi předsíněmi a komorami, tento komplex se nazývá atrioventrikulární junkce. AV uzel se nachází pod endokardem na spodině pravé předsíně, jeho významnou vlastností je pomalé vedení akčního potenciálu, to má za následek zdržení přenosu vzruchu z předsíní na komory. Toto zdržení, dlouhé přibližně 100 ms, odděluje systolu síní od systoly komor. AV uzel navíc rozhoduje o tom, jestli impuls pošle dál, nebo ne. Do mezikomorového septa se vzruch dostává Hisovým svazkem, přes Tawarova raménka a další větvení pokračuje až do sítě Purkyňových vláken, která přenesou podráždění na myokard komor zevnitř směrem k vnějším vrstvám. Rychlost šíření vlny depolarizace po pracovním myokardu se pohybuje od 0,3 do 1 m/s. Převodní systém vede vzruch rychleji, buňkami převodního systému v předsíních a komorách se šíří rychlostí 1–4 m/s. Výjimku tvoří buňky SA a AV uzlu, u nichž dosahuje rychlost vedení vzruchu jen 0,02–0,1 m/s. [2],[3]

### 1.3 Elektrokardiogram

Elektrokardiografie je jedna ze základních neinvazivních vyšetřovacích metod srdce. Elektrická aktivita srdce se projevuje změnami elektrického napětí i na povrchu těla, tyto změny vznikají sumací elektrických projevů všech srdečních buněk, kdy výsledná suma v daném okamžiku vytváří okamžitý vektor elektrického pole srdečního. Elektrokardiogram je grafický záznam elektrické činnosti srdce, je získán pomocí elektrod umístěných na povrchu těla. EKG podává informaci o poloze srdce, tepové frekvenci, srdečním rytmu, původu a šíření vzruchů, je důležitým ukazatelem při diagnostice řady srdečních onemocnění. [2]

EKG křivka je tvořena časovým průběhem okamžitých výsledných sumačních vektorů. Na křivce lze rozeznat vlny (zaoblené výchylky s nižší amplitudou), kmity (úzké a hrotnaté výchylky), úseky (vzdálenosti mezi vlnami a kmity) a intervaly (úseky spolu s vlnami). Podle zavedené konvence platí, že v případě proudu směřujícího k elektrodě je výchylka pozitivní, v případě proudu směřujícího od elektrody pak negativní.



**Obrázek 2** Fyziologická křivka EKG (převzato z [5])

Depolarizaci síní, kdy vychází vzruch z SA uzlu a vlna depolarizace se šíří svalovinou předsíní, zachycuje vlna P trvající přibližně 80–100 ms, při které je amplituda relativně malá, jelikož stěna předsíní obsahuje poměrně málo svalové hmoty. Izoelektrická linie úseku PQ představuje převod vzruchu AV uzlem, tedy přesun podráždění z předsíní na komory. Normální délka PQ intervalu je 120–200 ms. Komplex QRS odpovídá depolarizaci komor, vzruch nejprve přejde Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na myokard mezikomorového septa, depolarizace postupuje ve směru od levé komory k pravé. Podráždění se pak šíří od srdečního hrotu po svalovině komor od endokardu k epikardu. Fyziologický QRS komplex trvá 60–100 ms, amplituda komplexu QRS je vyšší než amplituda vlny P, protože je svalovina komor mnohem mohutnější než svalovina síní. Úsek ST je projevem nulové elektrické aktivity srdce, kdy jsou srdeční vlákna ve fázi plató a mají stejný elektrický náboj, depolarizace je rozšířena po celé svalovině komor. Vlna T je výrazem repolarizace komorového myokardu, délka trvání je zhruba 0,2 ms. Interval QT reprezentující celkové trvání depolarizace a repolarizace komor je závislý na srdeční frekvenci, při tepové frekvenci 75/min činí 0,35–0,40 s. Za vlnou T někdy následuje plochá vlna U, která nemá zcela jasný původ. Pravděpodobně je způsobena repolarizací Purkyňových vláken, která mají kvůli ochranné funkci ve srovnání s okolním myokardem delší fázi plató, a tak prodlouženou refrakterní fázi. [1],[2]

## 2 ATRIÁLNÍ FIBRILACE

Atriální fibrilace (AF) je nejčastější poruchou srdečního rytmu, vyskytuje se u 1–6 % dospělé populace. Její prevalence roste s přítomností strukturálního srdečního onemocnění, významně se liší v různých věkových skupinách. U dětí se fibrilace objevuje poměrně vzácně, ani u osob mladších 55 let není příliš častá (0,1–0,2 %). Prevalence se výrazně zvyšuje s věkem, u lidí starších 80 let dosahuje až 10 %, ve věkové skupině nad 85 let se prevalence dokonce blíží k 18 %. Během celého života je 26 % pravděpodobnost onemocnění fibrilací síní. U mužů se atriální fibrilace vyskytuje přibližně 1,5krát častěji než u žen. [6],[7]

Atriální fibrilace je nejčastější supraventrikulární arytmíí, její přítomnost zdvojnásobuje mortalitu oproti osobám se sinusovým rytmem. Způsobuje více než jednu třetinu kardioembolizačních epizod, pětinasobně zvyšuje riziko cévních mozkových příhod. Mezi rizikové faktory vzniku atriální fibrilace patří kromě vyššího věku i hypertenze, ischemická choroba srdeční, chlopenní vady, srdeční selhání, obezita, nadměrná spotřeba alkoholu či zvýšená činnost štítné žlázy. [8]

### 2.1 Patofyziologie a mechanismus vzniku

Atriální fibrilace je charakterizována rychlou, neorganizovanou a nepravidelnou aktivací atriálních svalových vláken, což vede k nekoordinované činnosti síní, síně nejsou efektivně kontrahovány. Jednotlivé okrsky síňového myokardu jsou aktivovány nepravidelně v různém směru a různém čase. Při spouštění fibrilace je nejdůležitější ektopická aktivita nejčastěji pocházející z ústí plicních žil do levé síně, svalovinou síní se chaoticky šíří vzruch s velmi vysokou frekvencí 350–600/min. Depolarizace síní je zcela nepravidelná, vzruch se šíří do komor, to vede i k nepravidelnému komorovému rytmu. Komory jsou proti vysoké frekvenci chráněny AV uzlem, jejich výsledná frekvence je nižší (100–160/min), závisí na elektrofyzilogických převodních vlastnostech AV uzlu, tonu nervu sympatiku a vagu a vlivu medikace. Nepravidelný komorový rytmus má nepříznivé hemodynamické účinky, je výrazně snížen srdeční výdej a koronární průtok. [6],[9],[10]

Při déletrvajícím fibrilaci se síně remodelují, tzn. mění na funkční, strukturální, elektrické i molekulární úrovni, tím se arytmie sama udržuje a přechází do chronické formy. Funkční změny mohou nastat již po minutách, strukturální po týdnech až měsících. Strukturální remodelace se projevuje hypertrofií myocytů, ztrátou kontraktilní svaloviny, dilatací síní, myolýzou a fibrózou, elektrická remodelace zkrácením efektivní refrakterní periody v levé síni. [10]

## 2.2 Projevy v EKG záznamu

Na EKG se atriální fibrilace projeví nepravidelnými RR intervaly. Kvůli rychlé a chaotické elektrické síňové aktivitě je na EKG přítomné vlnění izoelektrické linie, P vlny vymizí, místo nich lze pozorovat rychlé nepravidelné fibrilační vlnky s frekvencí 300–600/min a proměnlivou amplitudou a tvarem, označované jako f vlny. Fibrilační vlnky se mohou při tzv. hrubovlnné fibrilaci síní zpravidelnit a zvětšit, což je často nejlépe viditelné u svodu V1, fibrilace pak může být zaměňována za flutter síní nebo za síňovou tachykardii. [6],[11]



Obrázek 3 Fibrilace síní (převzato z [7])

## 2.3 Klasifikace atriální fibrilace

V současnosti se atriální fibrilace klasifikuje nejčastěji podle délky trvání arytmie, případně podle účinků léčby.

- První záchyt epizody fibrilace síní – může být symptomatická i asymptomatická, jako recidivující fibrilace jsou označeny dvě a více epizod.
- Paroxysmální fibrilace síní – rekurentní epizody arytmie spontánně ukončené obvykle do 48 hodin, obecně do 7 dní.
- Perzistující fibrilace síní – arytmie, která se udržuje po více než 7 dnů nebo trvá kratší dobu, k ukončení je zapotřebí elektrická nebo farmakologická kardioverze.
- Permanentní fibrilace síní – fibrilace trvá déle než jeden rok, kardioverze arytmie se nezdařila, nebyla indikována nebo jsou další pokusy o kardioverzi marné. [7],[10],[12]



### 3 METODY DETEKCE ATRIÁLNÍ FIBRILACE

V této době se atriální fibrilace diagnostikuje na základě přítomnosti typických příznaků a vizuálně ověřuje na záznamu z elektrokardiografu. Přesná diagnostika však záleží na mnoha okolnostech, jelikož správné vyhodnocení EKG křivky závisí na zkušenostech a odborných znalostech lékaře. Na kratším EKG záznamu nemusí být AF vůbec zachycena, vyhodnocení delšího záznamu je pak časově náročné. Pro další léčbu je přesná, a hlavně včasná diagnostika klíčová.

V poslední době bylo proto navrženo mnoho metod pro automatickou detekci atriální fibrilace, které jsou v drtivé většině založeny na tom, že se v EKG křivce místo P vln se v záznamu objevují fibrilační f vlnky a RR intervaly jsou nepravidelné. Algoritmy sledující absenci vlny P jsou používány méně, protože je obtížné odlišit f vlnky od šumu, jejich tvar se u jednotlivých pacientů liší, detekce R vln je jednodušší.

Kvůli dosažení lepších výsledků detekce jsou jednotlivé metody obvykle kombinovány. V následujících podkapitolách budou vybrané metody detailněji popsány.

#### 3.1 Metody založené na výpočtu parametrů z RR intervalů

Často používané metody pro detekci AF využívají parametrů odvozených z RR intervalů, které dobře reflektují dynamické změny a proměnlivost RR intervalů. Autoři prací [13] a [14] k detekci použili maximální a směrodatnou odchylku.

Maximální odchylka ( $\Delta RR_{max}$ ) je definovaná vztahem:

$$\Delta RR_{max} = RR_{max} - RR_{min}, \quad (1)$$

kde  $RR_{max}$  je nejdelší RR interval v daném segmentu,  $RR_{min}$  pak nejkratší.

Směrodatná odchylka ( $RR_{std}$ ) je definovaná vztahem:

$$RR_{std} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - RR_{mean})^2}, \quad (2)$$

kde  $N$  je počet RR intervalů v segmentu,  $RR_i$  je aktuální RR interval,  $RR_{mean}$  je průměrná délka RR intervalů v segmentu. Segment je detekován jako oblast s atriální fibrilací, pokud jsou vypočtené hodnoty  $\Delta RR_{max}$  a  $RR_{std}$  vyšší než předem stanovené prahy. [13],[14]

Dalším parametrem je odmocnina průměru kvadratických rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů ( $RMSSD$ ), která je definovaná jako:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}, \quad (3)$$

kde  $N$  je počet RR intervalů v daném úseku,  $RR_i$  je aktuální RR interval,  $RR_{i+1}$  je následující interval. Jelikož se atriální fibrilace projevuje vyšší proměnlivostí RR intervalů než normální (sinusový) rytmus, očekává se, že i hodnota RMSSD bude vyšší. Zkoumaný signál se rozdělí na segmenty o stanoveném počtu RR intervalů, pro každý segment zvlášť se vypočítá hodnota RMSSD a zvolí práh. Pokud je hodnota RMSSD vyšší než předdefinovaný práh, je úsek označen jako oblast s atriální fibrilací. [15]

Variační koeficient ( $CV$ ), využitý ve více studiích, se vypočítá podle vztahu:

$$CV = \frac{RR_{std}}{RR_{mean}}, \quad (4)$$

kde  $RR_{std}$  je směrodatná odchylka délek RR intervalů a  $RR_{mean}$  je průměrná délka RR intervalů. Variační koeficient vyjadřuje míru rozptýlenosti a nepravidelnosti RR intervalů, pokud variační koeficient daného segmentu překročí stanovený práh, je segment klasifikován jako atriální fibrilace.

Pro zjištění atriální fibrilace se také používá test variačního koeficientu. Signál je rozdělen na segmenty dané délky. Pro každý segment je spočítán variační koeficient, který se následně porovná se standardním variačním koeficientem, získaným ze standardního histogramu vytvořeného podle RR intervalů segmentů s atriální fibrilací. Následně je definován přípustný rozsah variačního koeficientu  $RR_{CV}$ . Jestliže patří vypočítaný variační koeficient do intervalu určeného hodnotou standardního variačního koeficientu  $\pm RR_{CV} \%$ , pak je segment detekován jako segment s atriální fibrilací. [16],[17],[18]

### 3.2 Metoda založená na výpočtu poměru bodů zvratu (Turning Point Ratio)

Tato metoda je založená na určování stupně náhodnosti a nepravidelnosti sousedních RR intervalů v daných úsecích signálu. Přesnost metody roste s délkou analyzovaného segmentu.

Každý RR interval v úseku je porovnán s předchozím a následujícím RR intervalem. Pokud je současný RR interval delší nebo naopak kratší než oba sousední intervaly, je označen jako bod zvratu. RR interval se tedy stává bodem zvratu, pokud platí vztah:

$$(RR(n) - RR(n-1)) \cdot (RR(n) - RR(n+1)) > 0, \quad (5)$$

kde  $n$  udává, o kolikátý interval se v rámci úseku jedná. Součet bodů zvratu v daném úseku je pak normalizován délkou úseku. Daný segment je klasifikován jako oblast s atriální fibrilací, pokud suma překročí předdefinovaný práh. [15],[17]

### 3.3 Metoda založená na výpočtu Shannonovy entropie

Shannonova entropie (SE) je vyjádřením míry neurčitosti dat, určuje pravděpodobnost, že se v signálech objevují pravidelné vzory. Očekávaná hodnota Shannonovy entropie u náhodného bílého šumu je rovna 1, to znamená nejvyšší míru neurčitosti. Naopak u jednoduchého sinusového signálu je hodnota SE rovna přibližně 0. U normálního sinusového rytmu se tedy očekává výrazně nižší hodnota Shannonovy entropie než u atriální fibrilace.

Pro výpočet Shannonovy entropie je nejdříve vytvořen histogram RR intervalů z měřeného úseku signálu. Z histogramu je odstraněno 8 nejkratších a 8 nejdelších hodnot RR intervalů, tyto hodnoty jsou považovány za odlehlé. Zbylé RR intervaly jsou roztrženy do rovnoměrně rozložených sloupců, jejichž hranice jsou určeny nejkratším a nejdelším RR intervalem po vyloučení odlehlých hodnot. Rozdělení pravděpodobnosti se vypočítá vztahem:

$$p(i) = \frac{N_{sloupec(i)}}{N - N_{odlehlé}}, \quad (6)$$

kde  $p(i)$  je rozdělení pravděpodobnosti v  $i$ -tém sloupci histogramu,  $N_{sloupec(i)}$  je počet R vln v  $i$ -tém sloupci,  $N$  je celkový počet R vln v analyzovaném úseku,  $N_{odlehlé}$  je počet odlehlých hodnot vyloučených z analyzovaného úseku (v tomto případě 16).

Shannonova entropie se vypočítá vztahem:

$$SE = - \sum_{i=1}^{16} p(i) \cdot \frac{\log(p(i))}{\log\left(\frac{1}{16}\right)} \quad (7)$$

Pokud je hodnota Shannonovy entropie pro daný segment vyšší než zvolený práh, je úsek označen za oblast s atriální fibrilací. [15],[17]

### 3.4 Metoda využívající RdR mapu

RdR mapa je bodový graf sestavený tak, že osa  $x$  představuje délky jednotlivých RR intervalů  $RR_i$ , osa  $y$  rozdíl mezi dvěma sousedními RR intervaly  $dRR_i$ :

$$dRR_i = RR_i - RR_{i-1}, \quad (8)$$

kde  $RR_i$  je aktuální RR interval a  $RR_{i-1}$  je interval předcházející. Souřadnice bodů jsou tedy dvojice současného RR intervalu a rozdílu mezi současným a předchozím RR intervalem, počet hodnot zanesených do RdR mapy se rovná délce vektoru dRR. V jednom grafu jsou tak informace o tepové frekvenci i o jejích změnách.

Síňová fibrilace je charakteristická náhodným rozptýlením bodů na RdR mapě, což odráží nepravidelnost a změny v délce RR intervalů. Pro kvantifikaci tohoto náhodného rozptýlení je RdR mapa rozdělena 2D mřížkou s rozlišením 25 ms na obou osách na malé čtverce, poté jsou spočítány neprázdné čtverce (tzn. čtverce obsahující alespoň jeden bod). Analyzovaný úsek signálu je detekován jako úsek s atriální fibrilací, pokud je počet neprázdných čtverců větší než daný práh. [19]

### 3.5 Metoda využívající Markovova modelu

Metoda je založená na Markovově třístavovém procesu. RR intervaly v analyzovaném segmentu jsou porovnáním s průměrnou hodnotou RR intervalů kategorizovány do tří stavů: krátký, pravidelný a dlouhý.

Průměrná hodnota RR intervalů  $rrmean$  je dána rekursivním vztahem:

$$rrmean(i) = 0,75 \cdot rrmean(i - 1) + 0,25 \cdot rr(i), \quad (9)$$

kde  $rrmean(i - 1)$  je předchozí průměrná hodnota RR intervalů a  $rr(i)$  je aktuální RR interval.

RR intervaly kratší než 85 % průměrné délky RR intervalů jsou klasifikovány jako krátké, intervaly delší než 115 % průměrné délky jako dlouhé, intervaly zbylé jsou potom označeny za pravidelné.

Podle vhodné databáze jsou sestaveny statistiky přechodů RR intervalů mezi stavy a odvozeny matice pravděpodobnosti přechodu mezi stavy pro rytmy bez atriální fibrilace a pro rytmy s atriální fibrilací. Z nich je pak odvozena přechodová matice  $S_{ij}$  podle vzorce:

$$S_{ij} = k \cdot \log\left(\frac{p_{ij,bezAF}}{p_{ij,AF}}\right), \quad (10)$$

kde  $k$  je předem zvolená konstanta,  $p_{ij,bezAF}$  je matice pravděpodobnosti přechodu pro oblasti bez atriální fibrilace,  $p_{ij,AF}$  je přechodová matice pro úseky s atriální fibrilací.

Záporné hodnoty prvků matice  $S_{ij}$  vyjadřují přechody mezi stavy, které jsou více pravděpodobné u segmentů s atriální fibrilací. Markovův rozhodovací proces říká, že sekvence  $n$  RR intervalů může být klasifikována sečtením  $n-1$  vhodně

zvolených prvků matice  $S_{ij}$  a detekována jako sekvence s atriální fibrilací, pokud bude součet negativní. [20]

### 3.6 Metoda založená na výpočtu parametrů z Poincarého mapy

Poincarého mapa je bodový graf zobrazující fluktuace intervalu  $RR(n)$  proti intervalu  $RR(n + 1)$ . Na osu x jsou vyneseny délky jednotlivých RR intervalů, osa y odpovídá délkám intervalů  $RR(n + 1)$ . Jelikož jsou délky jednotlivých RR intervalů u atriální fibrilace nepravidelné, body zobrazené v Poincarého mapě jsou rozptýleny po celém grafu, na rozdíl od Poincarého mapy zobrazující signál bez atriální fibrilace, kde jsou body centralizovány kolem hlavní diagonály, která odpovídá identickým hodnotám  $RR(n) = RR(n + 1)$ . Pro klasifikaci atriální fibrilace je z Poincarého mapy vypočteno několik parametrů.

Vektorový úhlový index ( $VAI$ ) je definován vztahem:

$$VAI = \frac{\sum_{i=1}^N |\theta_i - 45|}{N}, \quad (11)$$

kde  $\theta_i$  je úhel mezi přímkou protínající počátek soustavy souřadnic a daný bod na Poincarého mapě a osou x,  $N$  je počet bodů na Poincarého mapě.

Index vektorové vzdálenosti ( $VLI$ ) se vypočítá podle vzorce:

$$VLI = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (l_i - L)^2}{N}}, \quad (12)$$

kde  $l_i$  je vzdálenost mezi daným bodem a počátkem soustavy souřadnic,  $L$  je průměrná hodnota všech  $l_i$ ,  $N$  je počet bodů na Poincarého mapě.

Rozptyl bodů podél hlavní diagonály ( $SD2$ ) a kolmo na hlavní diagonálu ( $SD1$ ) je definovaný vztahy:

$$SD1 = Var\left(\frac{|RR_{n+1} - RR_n|}{\sqrt{2}}\right), \quad (13)$$

$$SD2 = Var\left(\left|\frac{(RR_{n+1} + RR_n)}{\sqrt{2}} - 2\overline{RR}\right|\right), \quad (14)$$

kde  $RR_n$  je aktuální RR interval,  $RR_{n+1}$  je následující RR interval,  $\overline{RR}$  je průměrná délka RR intervalů,  $Var$  je střední kvadratická odchylka výrazu uvnitř závorek. [21]

### 3.7 Metoda založená na výpočtu hustoty rozdělení pravděpodobnosti $\Delta RR$ intervalů

Metoda sestává ze tří kroků: sestrojení mapy s proměnlivou mřížkou pomocí  $\Delta RR$  intervalů, vytvoření hustoty rozdělení pravděpodobnosti (PDD) z mapy a detekce segmentů s AF pomocí lineární metody podpůrných vektorů.

Nejdříve jsou spočítány difference RR intervalů.  $\Delta RR_1$  je definován jako rozdíl mezi dvěma po sobě jdoucími RR intervaly.  $\Delta RR_2$  je z  $\Delta RR_1$  odvozen vzorcem:

$$\Delta RR_2 = \begin{cases} \Delta RR_1(n), & \text{kde } |\Delta RR_1(n)| \leq TH_1 \\ TH_1, & \text{kde } \Delta RR_1(n) > TH_1, \\ -TH_1, & \text{kde } \Delta RR_1(n) < -TH_1 \end{cases} \quad (15)$$

kde  $TH_1$  je prahová hodnota. Pomocí hodnot  $\Delta RR_2$  je sestrojena mapa s proměnlivou mřížkou. Bod (0,0) v pravoúhlé soustavě souřadnic je použit jako referenční bod, osa x reprezentuje dobu trvání detekovaného segmentu, na osu y jsou vyneseny hodnoty  $\Delta RR_2$  v odpovídajících časových okamžicích. Mapa je rozdělena na menší okna s pevně stanovenou šířkou  $s_x$  a výškou  $s_y$ .

Hustota rozdělení pravděpodobnosti je vytvořena pomocí následujících kroků: Nejprve je sestrojena matice  $X$ , která obsahuje počty bodů v jednotlivých oknech mapy.

$$X = \begin{bmatrix} s_{1,1} & s_{1,2} & \cdots & s_{1,N} \\ s_{2,1} & s_{2,2} & \cdots & s_{2,N} \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ s_{M,1} & s_{M,2} & \cdots & s_{M,N} \end{bmatrix}, \quad (16)$$

$$M = \frac{2 \cdot TH_1}{s_y}, \quad (17)$$

$$N = \frac{t}{s_x}, \quad (18)$$

kde  $s_{i,j}$  představuje počet hodnot  $\Delta RR_2$  v  $(i,j)$  okně mapy,  $s_x$  je pevně stanovená šířka okna,  $s_y$  pevně stanovená délka okna,  $TH_1$  je prahová hodnota,  $t$  je celková délka záznamu, počet oken v mapě je dán jako  $M \times N$ .

Dále je sestrojena matice  $P$  (PDD mapa).

$$P = \begin{bmatrix} p_{1,1} & p_{1,2} & \cdots & p_{1,N} \\ p_{2,1} & p_{2,2} & \cdots & p_{2,N} \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ p_{M,1} & p_{M,2} & \cdots & p_{M,N} \end{bmatrix}, \quad (19)$$

jednotlivé prvky matice jsou spočítány podle vzorce:

$$p_{i,j} = \frac{s_{i,j}}{\sum_{k=1}^M s_{k,j}}. \quad (20)$$

Pokud  $(i, j)$  okno mapy neobsahuje žádné hodnoty  $\Delta RR_2$ , pak  $s_{i,j} = p_{i,j} = 0$ .

Následně je spočítán poměr prázdných oken (BPR) z každého sloupce matice  $X$  jako počet oken bez hodnot  $\Delta RR_2$  dělený celkovým počtem oken v daném sloupci. BPR úseků s AF bude nižší než BPR úseků bez AF.

Nakonec je spočítána Shannonova entropie pomocí vzorce:

$$I_j = - \sum_{k=1}^M p_{k,j} \cdot \log(p_{k,j}). \quad (21)$$

Úseky s atriální fibrilací jsou indikovány vyšší entropií než úseky bez AF.

Segmenty s atriální fibrilací jsou detekovány pomocí lineární metody podpurných vektorů se vstupním vektorem:

$$v_j = [BPR_j \ I_j \ p_{1,j} p_{2,j} p_{3,j} \dots p_{M,j}], \quad (22)$$

kde  $j$  je  $j$ tý segment detekovaného signálu, délka segmentu může být 15, 20, 30, 40, 50 nebo 60 s. [22]

### 3.8 Metoda detekce změny srdečních rytmů

Tato metoda je schopná přesně detekovat okamžik, kdy se normální srdeční rytmus změnil v atriální fibrilaci a naopak. Jsou definovány 3 možné AF přechody: *onset* (začátek rytmu s AF), *cessat* (konec rytmu s AF) a *none* (přechod mezi dvěma rytmy bez AF).

Nejprve jsou vypočítány hodnoty křivky rozdílů mezi rozděleními  $\Delta RR$  intervalů ( $dRDDC$ ) podle vzorce:

$$dRDDC(n) = \sum_{j=1}^N (b_j - a_j)^2, \quad (23)$$

kde  $n$  je aktuální vzorek,  $b_j$  je počet hodnot v  $j$ tém sloupci histogramu spočítaném z 50 předcházejících  $\Delta RR$  intervalů,  $a_j$  je počet hodnot  $j$ tém sloupci histogramu spočítaném z 50 následujících  $\Delta RR$  intervalů,  $N$  je počet sloupců v obou histogramech. Pro větší přesnost jsou použity pouze  $\Delta RR$  intervaly v rozmezí -1200 až 1200 ms, počet sloupců v histogramu je nastaven na 21, šířka každého sloupce je 114,3 ms.

Dále jsou detekovány píky na  $dRDDC$  křivce pomocí prahové hodnoty tak, že jsou nalezeny body, kdy  $dRDDC$  křivka přesáhne daný práh a kdy pod něj poklesne. Pík je detekován v polovině vzdálenosti mezi těmito body, nový pík nemůže být detekován mezi dalšími 20  $\Delta RR$  intervaly.

Následně je potřeba píky rozdělit na ty, které reprezentují AF přechod, a ty píky, které jsou způsobeny šumem v signálu a se změnou srdečního rytmu nijak

nesouvisí. Aby byl pík označen jako pík reprezentující AF přechod, musí přesáhnout práh definovaný vzorcem:

$$\text{práh} = \overline{NPK} + TH \times (\overline{EPK} - \overline{NPK}), \quad (24)$$

kde  $\overline{EPK}$  je průměrná hodnota 8 předcházejících píků reprezentujících AF přechod,  $\overline{NPK}$  je průměrná hodnota 8 předcházejících píků způsobených šumem,  $TH$  je prahová hodnota (v rozmezí od 0 do 1, typicky 0,375). Pokud pík překročí prahovou hodnotu, je přechod rytmů v dalších krocích klasifikován do tříd *onset*, *cessat* nebo *none*.

Nejprve je spočítán počet neprázdných sloupců (NEB) v histogramu sestaveném z 50 následujících  $\Delta RR$  intervalů, přechod rytmů je klasifikován podle těchto pravidel:

1. Přechod rytmů je označen jako *none*, pokud je  $NEB < 3$  nebo výška histogramu  $> 40$ .
2. Přechod rytmů je označen jako *onset*, pokud je  $NEB > 14$  a výška jednoho histogramu  $< 25$ .

Pokud není přechod klasifikován, je pro eliminaci komorových extrasystol 50 následujících RR intervalů vyfiltrováno mediánovým filtrem o délce okna 7, a dále je spočítána minimální směrodatná odchylka (MinSD) 20 po sobě jdoucích RR intervalů. Pokud je  $MinSD < 16$ , je přechod označen jako *none*.

Pokud nebyl přechod klasifikován, použije se Kolmogorovův-Smirnovův test, který hodnotí, zda je mezi dvěma rozděleními pravděpodobnosti rozdíl. Testovaný segment je porovnán se standardním rozdělením pravděpodobnosti získaným z RR intervalů úseků s atriální fibrilací. Výsledkem testu je p-hodnota, určená vztahem:

$$p = Q(\lambda) = 2 \cdot \sum_{j=1}^{\infty} (-1)^{j-1} e^{-2j^2 \lambda^2}, \quad (25)$$

$$\lambda = \left( \frac{\sqrt{N_e} + 0,12 + 0,11}{\sqrt{N_e}} \right) \cdot D, \quad (26)$$

$$N_e = \frac{N_1 \cdot N_2}{N_1 + N_2}, \quad (27)$$

kde  $N_1$  je počet hodnot v normálním rozdělení,  $N_2$  je počet hodnot v testovaném souboru dat,  $D$  je největší vzdálenost mezi uvažovanými rozděleními pravděpodobnosti.

Malá p-hodnota znamená, že se od sebe distribuce významně liší, a testovaný segment je klasifikován jako *none*. Naopak, pokud je p-hodnota vyšší než předdefinovaný práh, je úsek klasifikován jako *onset*. Nakonec je klasifikace všech úseků označených jako *none*, kterým předchází úsek *onset*, změněna na *cessat*. [18],[23],[24]



### 3.9 Metoda využívající normalizace délky RR intervalů

Analyzovaný signál je rozčleněn na kratší segmenty. Daný segment může obsahovat buď pouze srdeční rytmus s atriální fibrilací, pouze rytmus bez atriální fibrilace, nebo oba rytmy dohromady. K odhadu rytmu v daném segmentu je nejprve spočítán průměr  $x_a$  a medián  $x_m$  délky trvání RR intervalů:

$$x_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n t_i, \quad (28)$$

$$x_m = \text{med}\{t_1, t_2, \dots, t_n\}, \quad (29)$$

kde  $n$  je počet RR intervalů v daném segmentu,  $t_i$  je doba trvání jednotlivých RR intervalů.

Předpokládá se, že pokud patří všechny RR intervaly v segmentu do stejné kategorie, bude se při dostatečné délce segmentu podle vlastností symetrického Gaussovského rozložení průměr a medián rovnat. V praxi jsou kvůli lepší efektivitě metody segmenty relativně krátké, předpokládá se tedy, že všechny RR intervaly v segmentu patří do stejného rozložení, pokud je rozdíl mezi  $x_a$  a  $x_m$  menší než stanovená konstanta. Pokud je rozdíl větší, jsou všechny RR intervaly v segmentu rozděleny do dvou podmnožin  $W_1$  (RR intervaly odhadnuté jako atriální fibrilace) a  $W_2$  (rytmus bez AF):

$$t_i \in \begin{cases} W_1, & t_i < x_m \\ W_2, & t_i \geq x_m \end{cases}. \quad (30)$$

Pro obě podmnožiny se spočítají průměrné délky RR intervalů, dále se vypočte rozdíl mezi průměrnými délkami a  $x_m$ . Rytmus podmnožiny s menším rozdílem je zvolen jako rytmus celého segmentu.

Normalizace je provedena pomocí afinní transformace:

$$t'_i = \frac{x_r}{s} (t_i - x_a); i = 1 \dots n, \quad (31)$$

kde  $t'_i$  je normalizované  $t_i$ ,  $x_r$  je konstanta rovná délce průměrného RR intervalu při normálním sinusovém rytmu (obecně  $x_r = 0,8$  s),  $s$  je průměrná délka RR intervalů z podmnožiny, jejíž rytmus reprezentuje celý segment.

Následně je spočítáno rozdělení pravděpodobnosti normalizovaných hodnot tak, že jsou rozděleny do několika tříd. Pravděpodobnost  $k$  té neprázdné třídy:

$$p_k = \frac{n_k}{n}; k = 1 \dots r, \quad (32)$$

kde  $r$  je počet neprázdných tříd,  $n_k$  je počet normalizovaných hodnot v  $k$  té třídě.

Nakonec je spočítána normalizovaná entropie  $e$  podle vzorce:

$$e = -\frac{r}{n} \sum_{k=1}^r p_k \cdot \log_2(p_k). \quad (33)$$

Pokud je entropie  $e$  větší než stanovený práh, je daný segment klasifikován jako segment s atriální fibrilací. [25]

### 3.10 Metoda využívající symbolických dynamických systémů

Metoda využívá symbolických dynamických systémů, které dobře popisují dynamické chování tepové frekvence při atriální fibrilaci. Aktuální tepová frekvence ( $hr_n$ ) ve formě počtu tepů za minutu se dá spočítat z délky aktuálního RR intervalu podle vzorce:

$$hr_n = \frac{60}{rr_n}, \quad (34)$$

kde  $n$  je pořadí RR intervalu v rámci úseku. Symbolický dynamický systém zakóduje informace o tepové frekvenci do sekvence symbolů  $sy_n$ :

$$sy_n = \begin{cases} 63 & \text{pokud } hr_n \geq 315 \\ \left\lfloor \frac{hr_n}{5} \right\rfloor & \text{jinak} \end{cases}, \quad (35)$$

kde  $\lfloor \cdot \rfloor$  reprezentuje operátor *floor*, který číslo v argumentu zaokrouhlí vždy směrem k nule na nejbližší celé číslo. Sekvence tepových frekvencí je tedy transformována do sekvence symbolů  $sy_n$  reprezentujících okamžitý stav srdečního pulsu, těchto symbolů je podle vzorce 64. Tato sekvence je dále převedena pomocí šablony tří symbolů do sekvence slov. Hodnota jednotlivých slov  $wv_n$  je spočítána podle vzorce:

$$wv_n = (sy_{n-2} \cdot 2^{12}) + (sy_{n-1} \cdot 2^6) + sy_n. \quad (36)$$

Hodnota slov leží v rozmezí  $0 \leq wv_n \leq 262143$  ( $262143 = 63 \times 4096 + 63 \times 64 + 63$ ), tím se tedy výrazně zvýší počet možných okamžitých stavů pulsu.

Nakonec je spočítána Shannonova entropie podle vzorce:

$$\mathcal{H}''(\mathbf{A}) = -\frac{k}{N \log_2 N} \sum_{i=1}^k p_i \log_2 p_i, \quad (37)$$

$$p_i = \frac{N_i}{N}; i = 1 \dots k, \quad (38)$$

kde  $\mathbf{A}$  je dynamický systém (sekvence) skládající se ze 127 po sobě jdoucích slov od  $wv_{n-126}$  po  $wv_n$ ,  $N$  je celkový počet slov v sekvenci (v tomto případě  $N = 127$ ),  $k$  je počet jedinečných slov v sekvenci,  $N_i$  je počet slov, jejichž hodnota se rovná  $i$  tému jedinečnému slovu,  $p_i$  je pravděpodobnost  $i$  tého jedinečného slova. Pokud  $\mathcal{H}''(\mathbf{A})$  překročí definovaný práh, je detekována atriální fibrilace. [26],[27]

## 4 REALIZACE AUTOMATICKÉ DETEKCE ATRIÁLNÍ FIBRILACE

V programovém prostředí MATLAB R2018a jsem programově realizovala metodu popsanou v kapitole 3.10. Tato metoda využívá nepravidelnosti RR intervalů, což je jedna z nejzákladnějších charakteristik atriální fibrilace a pro detekci AF se používá nejčastěji. Pomocí symbolických dynamických systémů je z aktuální tepové frekvence vypočtena sekvence symbolů, z ní sekvence slov, a nakonec pro každý RR interval Shannonova entropie. Ta je pak porovnávána s prahovou hodnotou, pokud je SE vyšší, je interval klasifikován jako AF.

### 4.1 Použité testovací databáze

Veřejně dostupný server PhysioNet, založený roku 1999 a obsahující velké množství fyziologických signálů volně přístupných studentům a výzkumníkům, vznikl za účelem rozvoje studia, výměny a výzkumu fyziologických a biomedicínských signálů. Server PhysioNet tvoří tři vzájemně závislé složky – PhysioBank, PhysioToolkit a PhysioNetWorks.

PhysioBank je rozsáhlý a stále rostoucí archiv digitálních záznamů fyziologických signálů a dat používaných v biomedicínském výzkumu. PhysioBank obsahuje sbírky kardiopulmonálních, nervových a jiných biomedicínských signálů od zdravých lidí i pacientů s řadou různých zdravotních stavů.

PhysioToolkit je obsáhlá a rostoucí knihovna softwarů pro zpracování a analýzu signálů a detekci fyziologicky významných událostí v signálu pomocí klasických i nových metod. Využívá interaktivní zobrazení i popis signálů, umožňuje tvoření nových databází, simulace fyziologických a dalších signálů, kvantitativní vyhodnocení a porovnání různých analytických metod. Jednotným cílem mnoha výzkumných projektů, které svým softwarem přispívají do PhysioToolkit, je extrakce skrytých informací z biomedicínských signálů, které mohou mít význam v medicíně nebo v základním výzkumu.

PhysioNetWorks představuje virtuální laboratoř, která umožňuje spolupráci s více než 3000 vědci z celého světa. Protože je přístup k PhysioNetWorks chráněn heslem, poskytuje spolehlivou a bezpečnou zálohu a nástroje pro interaktivní prohlížení, hodnocení a anotaci dat. [28]

The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, pocházející ze serveru PhysioNet, obsahuje 25 EKG záznamů pacientů s atriální fibrilací (převážně paroxysmální).<sup>1</sup> 23 záznamů je tvořeno dvěma signály s anotacemi, dva záznamy obsahují pouze

---

<sup>1</sup> Záznamy volně přístupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/afdb/>

anotace rytmu a pozic QRS komplexu. Jednotlivé záznamy trvají 10 hodin a obsahují dva EKG signály vzorkované frekvencí 250 Hz s rozlišením 12 bit v rozsahu  $\pm 10$  mV. Původní analogové záznamy byly pořízeny v Bostonu v Beth Israel Hospital (nyní Beth Israel Deaconess Medical Center) za použití pohyblivých elektrokardiografů s šířkou frekvenčního pásma přibližně od 0,1 do 40 Hz. Soubory s anotacemi rytmu (.atr) byly připraveny manuálně, anotace mohou značit atriální fibrilaci (AFIB), síňový flutter (AFL), atrioventrikulární junkční rytmus (J) nebo jakýkoli jiný rytmus, převážně sinusový (N). Anotace jednotlivých R vln (.qrs) byly získány za použití automatického detektoru, u několika záznamů (.qrsc) byly anotace ručně opraveny.

The Long-Term AF Database zahrnuje 84 EKG záznamů pacientů s paroxysmální či perzistující atriální fibrilací.<sup>2</sup> Každý záznam obsahuje dva EKG signály vzorkované frekvencí 128 Hz s rozlišením 12 bit v rozsahu  $\pm 20$  mV, doba trvání záznamů se liší, u většiny je to 24 až 25 hodin. Původní záznamy, které posbíral Steven Swiryn a jeho kolegové z Northwestern University, byly digitalizovány a automaticky anotovány v Beth Israel Hospital v Bostonu. Soubory s anotacemi jednotlivých R vln (.qrs) byly získány za použití automatického detektoru, anotace rytmu (.atr) byly poté pod vedením Michaela Tadeusiaka ručně zkontrolovány týmem lékařů a EKG techniků z Varšavské společnosti MEDICALgorithms Ltd. Srdeční rytmus záznamů z této databáze je různorodý, kromě atriální fibrilace se v záznamech vyskytuje i supraventrikulární tachyarytmie, komorová tachykardie, komorové i síňové extrasystoly, idioventrikulární rytmus, sinusová bradykardie a další. [29],[30]

## 4.2 Načtení dat

Z databáze MIT-BIH Atrial Fibrillation Database bylo vybráno 23 záznamů (všechny kromě záznamů 00735 a 03665, které neobsahují signály s anotacemi). Z Long-Term AF database byly vybrány všechny záznamy s výjimkou záznamu 112. Ten jsem vyřadila kvůli podezření na chybné anotace R vln, jelikož průměrná délka RR intervalů se u tohoto záznamu rovnala přibližně 10 vteřinám.

Pro načtení dat z PhysioNet databází jsem v MATLABu vytvořila funkci `nacteniDat`. Jejím vstupem je seznam názvů jednotlivých signálů ve formě sloupcového vektoru. K načtení signálů a jejich anotací jsem v této funkci využila funkce `rdsamp` a `rdann`, které jsou součástí softwarového balíčku WFDB Toolbox pro MATLAB (verze 0.10.0).<sup>3</sup> Výstupem funkce `rdsamp` jsou tři proměnné:  $N \times M$

---

<sup>2</sup> Záznamy volně přístupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/ltafdb/>

<sup>3</sup> Toolbox volně přístupný z: <https://physionet.org/physiotools/matlab/wfdb-app-matlab/>

matice složená z  $M$  signálů o  $N$  vzorcích, vzorkovací frekvence a vektor vzorkovacích intervalů (čas mezi vzorky). Funkce `rdann` je použita k načtení souborů s anotacemi rytmu i jednotlivých R vln. Funkce zahrnuje šest výstupních proměnných, pro soubory s anotacemi rytmu jsou však důležité jen dvě, a to vektor o délce  $N$  ukazující pozice, ve kterých se změnil srdeční rytmus, a vektor stejné délky, který změnu rytmu klasifikuje. Pro soubory s anotacemi R vln je důležitý výstupní vektor obsahující pozice jednotlivých R vln.

Funkce `nacteniDat` má dva výstupy, prvním je sloupcový vektor obsahující délky jednotlivých RR intervalů, které jsou vypočítané z anotací pozic R vln. Druhým výstupem je sloupcové buňkové pole o stejné délce, ve kterém jsou uloženy anotace jednotlivých RR intervalů. Interval může být anotován jako  $F$  (RR interval s atriální fibrilací) nebo  $N$  (RR interval s jakýmkoli jiným rytmem).

Signály z MIT-BIH AF Database byly načteny do vektoru s 1130149 RR intervaly, z toho 510030 s AF a 620119 bez AF. Signály z Long-Term AF Database byly načteny do vektoru o počtu 8499475 RR intervalů, z toho 4992700 intervalů s AF a 3506775 bez AF. Celkem tak bylo načteno 9629624 RR intervalů, z toho 5502730 s AF a 4126894 bez AF.

### 4.3 Detekce atriální fibrilace

Pro realizaci detekce pomocí metody popsané v kapitole 3.10 jsem v MATLABu vytvořila funkci `SDS`. Její vstupy jsou stejné jako výstupy funkce `nacteniDat`, tedy sloupcový vektor obsahující délky jednotlivých RR intervalů a buňkové pole se stejným počtem řádků určující hodnocení daných intervalů podle databáze.

RR intervaly byly pomocí rovnice (34) převedeny na tepovou frekvenci a dále rovnicí (35) na sekvenci symbolů. Z této sekvence je spočítána sekvence slov podle vzorce (36). Ze sekvence slov je nakonec vždy vybrán úsek o délce 95 RR intervalů, pro prostřední (tedy 48.) hodnotu tohoto úseku je vypočítána Shannonova entropie daného úseku podle vzorců (37) a (38). V tomto výpočtu je použita MATLAB funkce `unique`, jejíž výstupem jsou jedinečná slova v úseku. Shannonova entropie pro každý RR interval je uložena do druhého sloupce vstupního vektoru délek RR intervalů. Tato upravená matice dat je prvním výstupem funkce `SDS`.

Vypočítaná Shannonova entropie slouží k určení hodnocení RR intervalů. Pokud je SE RR intervalů nižší než prahová hodnota ( $p = 0,733$ , viz kapitola 4.4), je daný interval anotován jako rytmus bez AF a do příslušného řádku druhého sloupce buňkového pole hodnocení je zapsáno  $N$ . Pokud je SE vyšší nebo rovna prahu, je na stejné místo vloženo písmeno  $F$ , které odpovídá rytmu s AF. Buňkové pole, které obsahuje hodnocení podle databáze i podle detektoru, je druhým výstupem funkce `SDS`.

## 4.4 Výběr optimálního prahu

K nalezení nejvhodnějšího prahu jsem v MATLABu vytvořila funkci `optimalniPrah`. Funkce má dva vstupy, prvním z nich je matice, která v prvním sloupci obsahuje délky jednotlivých RR intervalů, ve druhém je uložena jejich Shannonova entropie. Druhý vstup je stejně dlouhé sloupcové buňkové pole s hodnocením intervalů podle databáze.

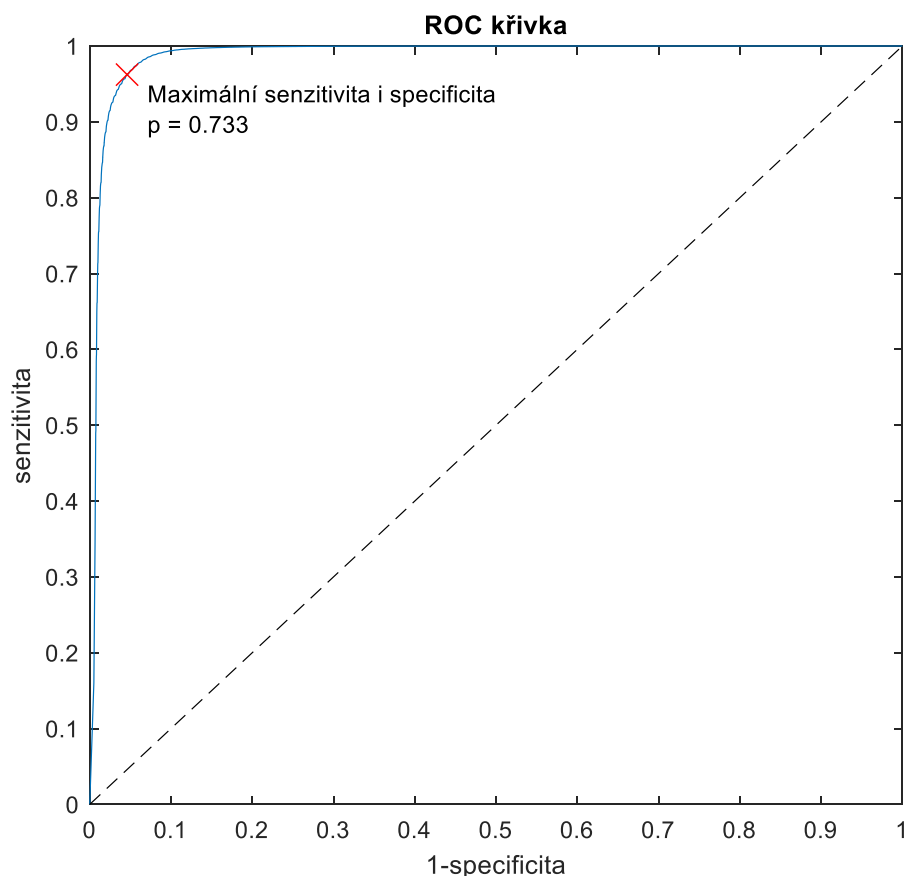
Funkce počítá práh ve třech iteracích. Nejdříve je vybrána minimální a maximální hodnota Shannonovy entropie. Prah je postupně zvyšován od minima po 0,1 do maxima, pro každý testovaný práh jsou jednotlivé intervaly klasifikovány jako *F*, pokud je hodnota SE vyšší (nebo stejná) než daný práh, a *N*, pokud je hodnota SE nižší. Pro každou prahovou hodnotu je poté spočítána senzitivita, specifická a přesnost (podrobněji v kapitole 5.1), pomocí kterých je určen práh, u kterého detekce dosáhla nejlepších výsledků.

Ve druhé iteraci je nové minimum určeno jako prahová hodnota vybraná v první iteraci mínus 0,12, nové maximum pak jako práh + 0,12. Dá se totiž předpokládat, že optimální práh bude nalezen v tomto rozmezí hodnot. Prahy jsou pak zvyšovány od minima po 0,01 do maxima. Stejně jako v první iteraci proběhne pro každý práh klasifikace RR intervalů, je vypočítána senzitivita, specifická a přesnost, opět je vybrán práh dosahující nejlepších výsledků.

Pro zpřesnění prahové hodnoty proběhne ještě třetí iterace, kde je minimum zvoleno jako prahová hodnota vybraná ve druhé iteraci mínus 0,012, maximum je pak práh + 0,012. Prahy se pak postupně zvyšují od minima po 0,001 po maximum, a stejně jako v první a druhé iteraci jsou pro každý práh klasifikovány RR intervaly a je počítána senzitivita, specifická a přesnost. Výstupem funkce `optimalniPrah` je prahová hodnota vybraná ve třetí iteraci a vektor výsledků obsahující senzitivitu, specifickou a přesnost detekce pro daný práh.

Načtená data z obou databází jsem náhodně rozdělila na trénovací a testovací. Z MIT-BIH AF Database jsem do trénovacích dat zařadila záznamy 04015, 04908, 06426, 07879 a 08405, které tvořilo 276365 RR intervalů, z toho 144600 intervalů s atriální fibrilací a 131765 bez AF. Z Long-Term AF Database jsem do trénovací množiny vybrala záznamy 05, 11, 17, 22, 28, 35, 43, 49, 56, 65, 72, 101, 110, 116, 121 a 203, které vytvořily 1626632 RR intervalů, z toho 851744 s AF a 774888 bez AF. Celkem tak obsahovala trénovací sada dat 1902997 RR intervalů, z toho 996344 intervalů anotovaných jako atriální fibrilace a 906653 bez AF. Zbýlé záznamy z obou databází tvořily testovací sadu dat, která obsahovala 7726627 RR intervalů, z toho 4506386 intervalů s atriální fibrilací a 3220241 bez AF. Trénovací sadu tak tvořila přibližně jedna pětina všech dat.

Na trénovací sadě dat byl detekční algoritmus trénován a optimalizován, bylo potřeba nastavit 2 parametry – délku úseku a prahovou hodnotu. Nakonec byla zvolena délka úseku 95 hodnot, při které bylo dosahováno nejpřesnější detekce. Pomocí funkce `optimalniPrah` byla vybrána prahová hodnota  $p = 0,733$ , jak je vidět na obrázku 4. Prahová hodnota byla implementována i do funkce SDS (viz kapitola 4.3), každý interval, jehož Shannonova entropie je vyšší nebo rovna tomuto prahu, je označen jako rytmus s atriální fibrilací.



**Obrázek 4** ROC křivka s nejlepším prahem

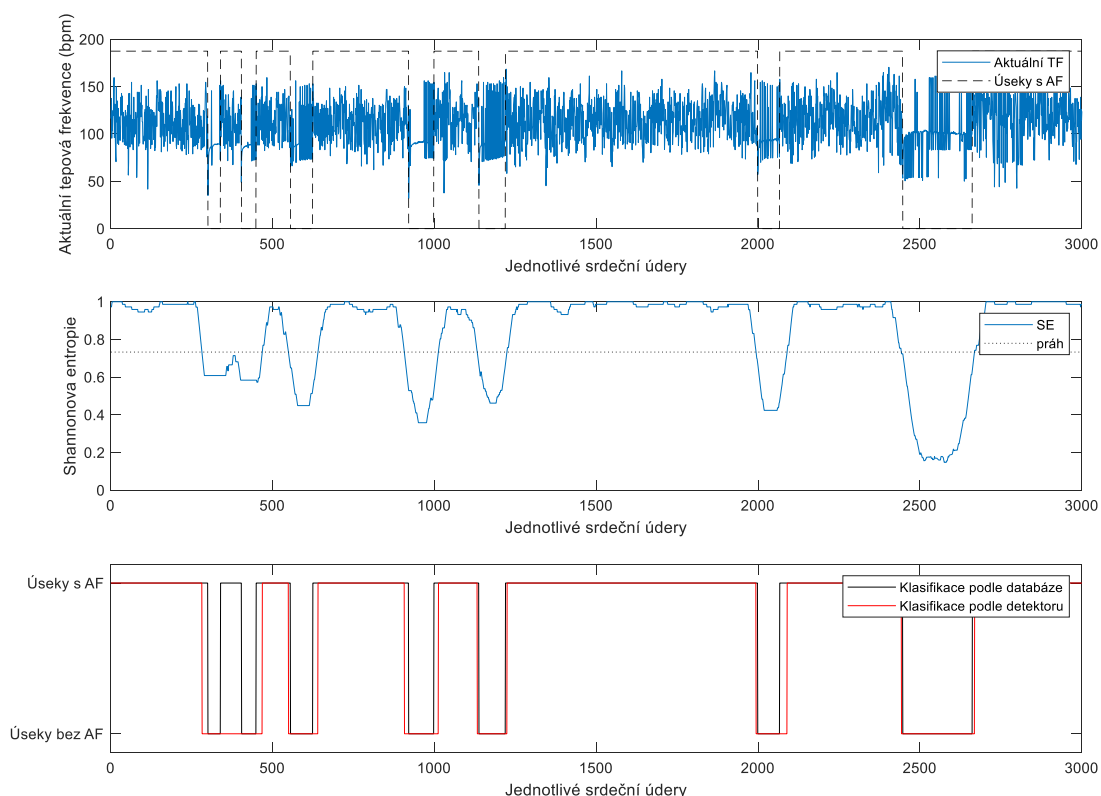
Senzitivita algoritmu detekce se rovnala u trénovací sady dat při optimální prahové hodnotě ( $p = 0,733$ ) 96,71 %, specifita 95,04 % a přesnost 95,91 %. U vyšších prahů dosahovala detekce vyšší specifity, ale klesala senzitivita, u nižších prahů byla naopak vyšší senzitivita, ale nižší specifita.

## 4.5 Ukázky výsledků detekce

Detekce úseků bez AF proběhla úspěšně hlavně u segmentů, kde se dlouho neměnila tepová frekvence, úseky s AF byly detekovány správně, pokud se tepová frekvence rychle měnila a kolísala. Na pomalejší změnu rytmu z AF na jiný rytmus (a naopak) detektor dokázal reagovat poměrně rychle a přesně. Detekce změn



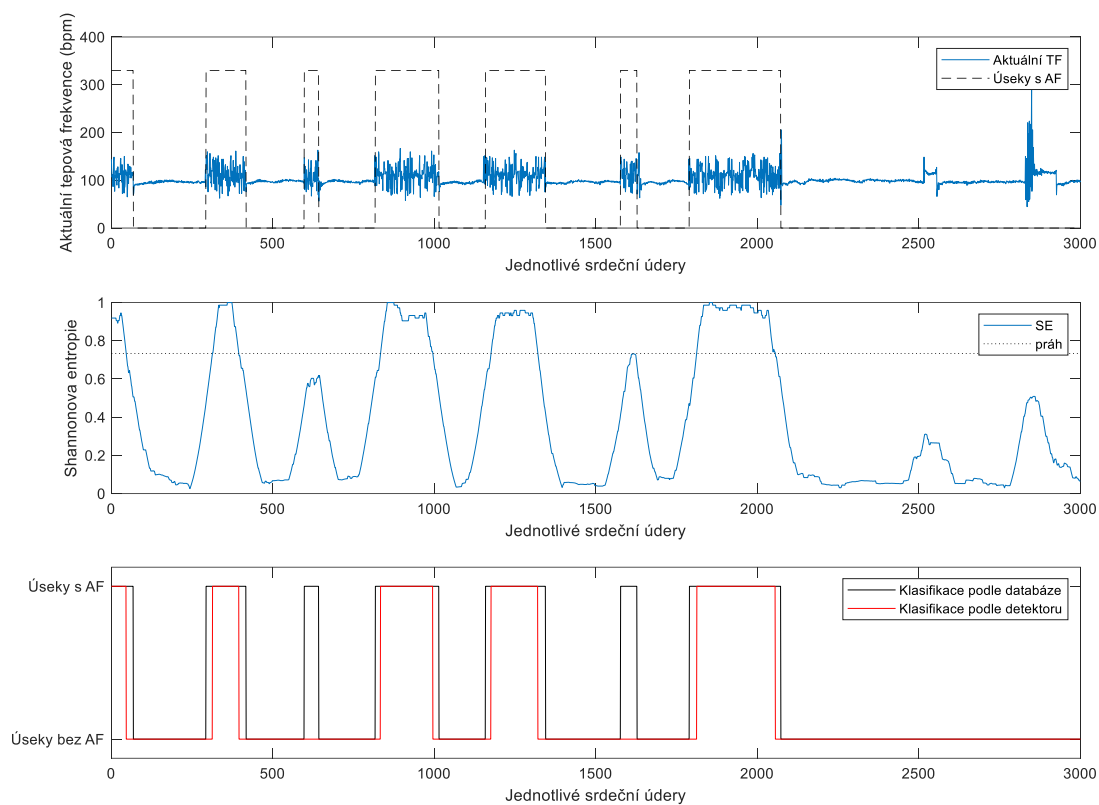
rytmu je zaznamenána na obrázku 5. V horní části je vidět aktuální tepová frekvence, čárkovane jsou vyznačeny úseky s atriální fibrilací. Uprostřed je Shannonova entropie s prahovou hodnotou 0,733, ve spodní části pak je černě zaznačena klasifikace signálu podle databáze a červeně podle vytvořeného detektoru.



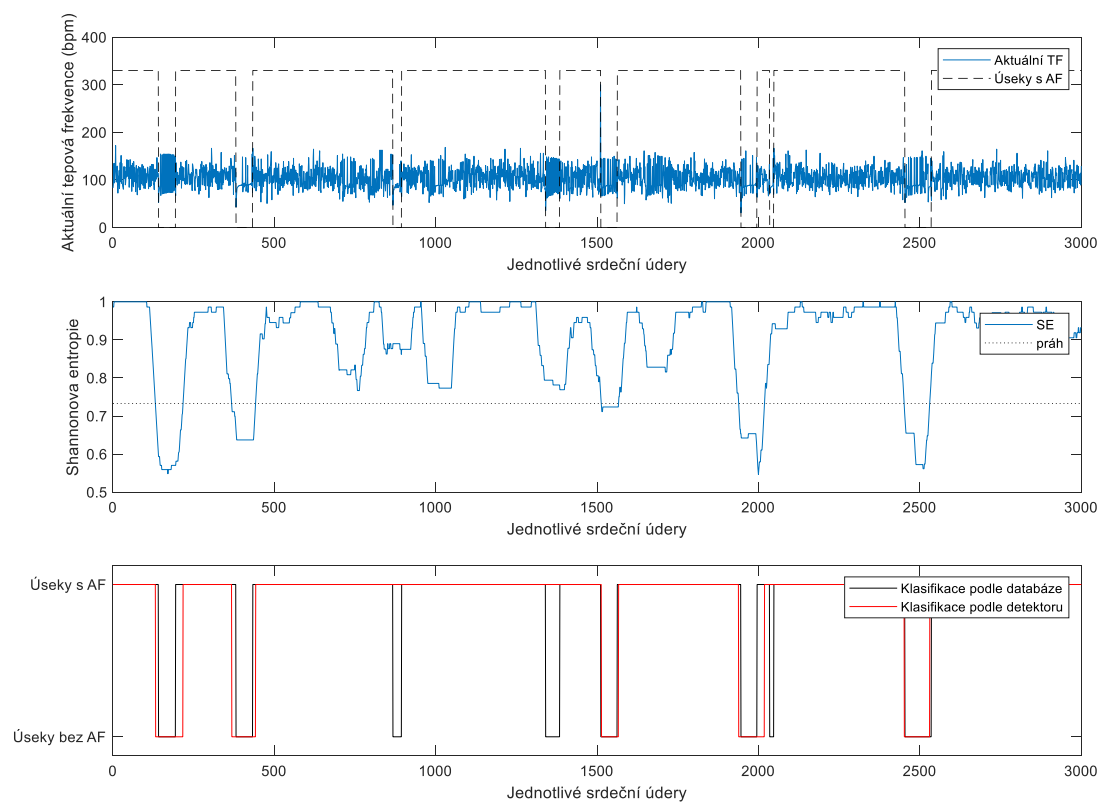
**Obrázek 5** Detekce změny rytmu

Jak je vidět na obrázcích 5 a 6, změny rytmu jiného než AF na rytmus s AF kratší než přibližně 70 RR intervalů detektor zaznamenat nestihl. U obou obrázků je sice vidět, že Shannonova entropie měla rostoucí tendenci, ale nestihla se zvýšit až nad prahovou hodnotu. Je to způsobeno tím, že je pro každý RR interval počítána Shannonova entropie z úseku tvořeného 95 hodnotami, a pokud je segment s jiným rytmem kratší, detektor často nestihne reagovat.

Stejně tak detektor nezaznamenal krátké změny (o délce přibližně 70 RR intervalů a méně) rytmu z AF na jiný rytmus. Jak je zaznamenáno na obrázku 7, Shannonova entropie u těchto úseků sice klesala, ale pod prahovou hodnotu poklesnout nestihla. U tohoto obrázku je zhruba mezi 650. až 750. a 950. až 1050. srdečním úderem vidět mírný pokles Shannonovy entropie způsobený pravidelnější aktuální tepovou frekvencí.

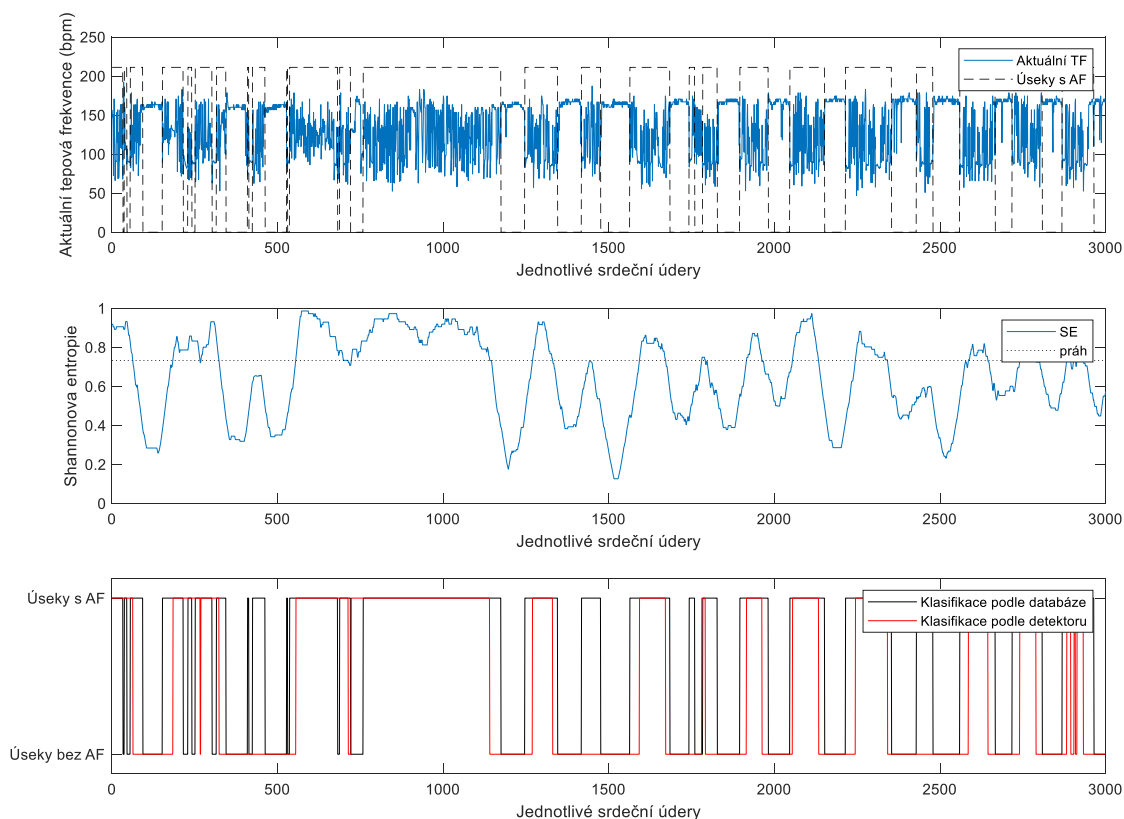


**Obrázek 6** Nepřesná detekce kratších úseků s atriální fibrilací



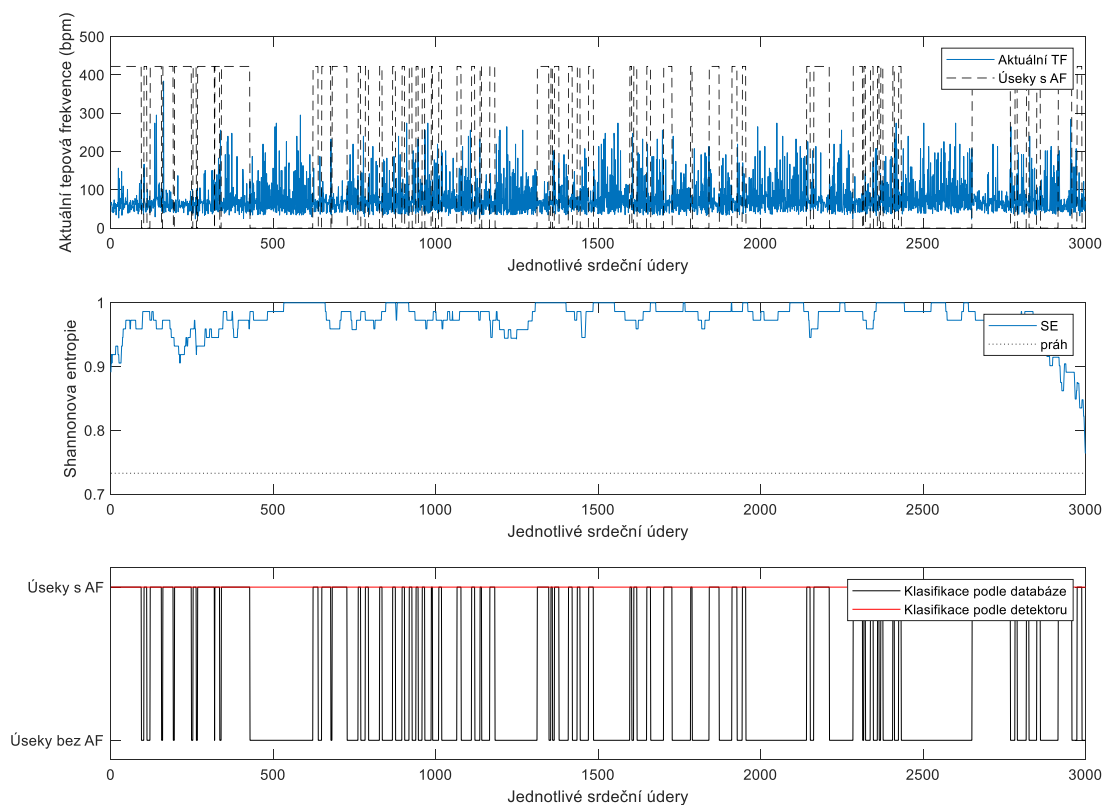
**Obrázek 7** Nepřesná detekce u krátkých změn rytmu z AF na jiný

Velmi rychlou změnu rytmu z pravidelného na rytmus s AF detektor stihl zaznamenat jen částečně, jak je vidět na obrázku 8. Začátek kratších úseků s atriální fibrilací je navíc detekován se zpožděním přibližně 10 až 20 RR intervalů, naopak posledních 10 až 20 RR intervalů tohoto úseku, klasifikovaných databází ještě jako rytmus s atriální fibrilací, jsou podle detektoru označené jako rytmus bez AF.

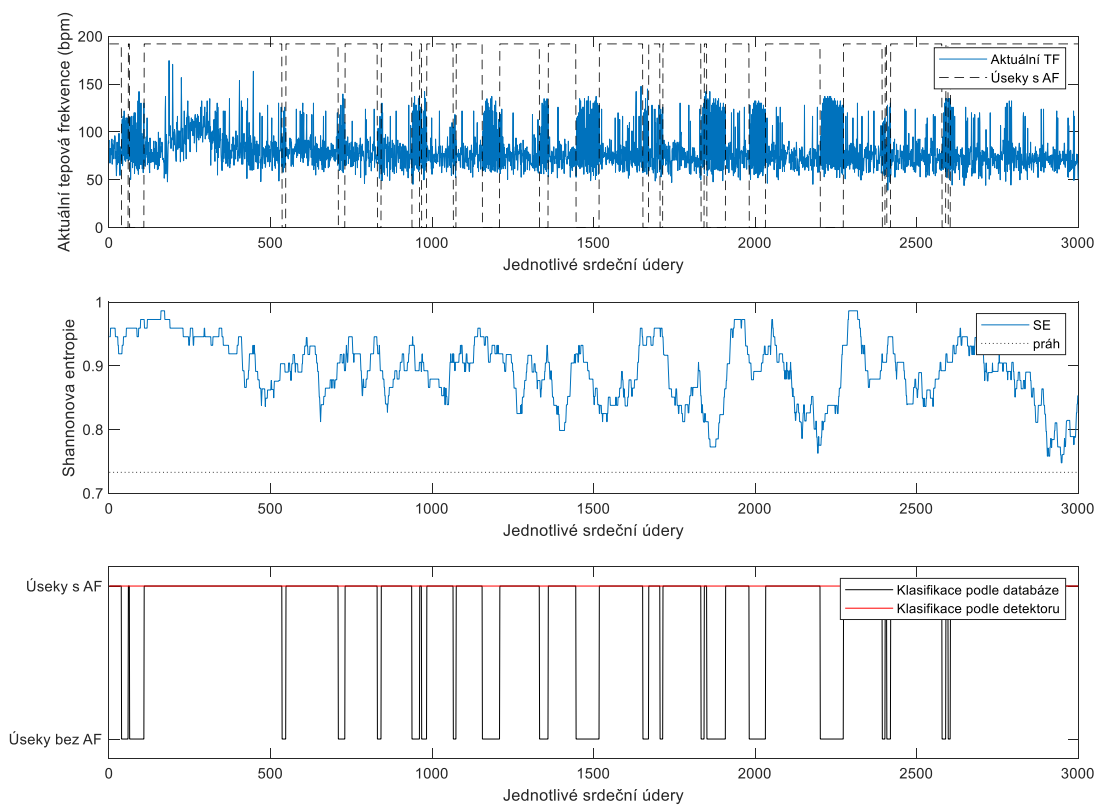


**Obrázek 8** Nepřesná detekce rychlých změn z pravidelného na nepravidelný rytmus

Velmi rychlé změny rytmu, kdy byl rytmus úseků klasifikovaných jako úseky bez atriální fibrilace nepravidelný, detektor nezaznamenal vůbec. To je znázorněno na obrázcích 9 a 10. Detektor totiž ke klasifikaci využívá délek RR intervalů, a pokud aktuální tepová frekvence krátkých úseků, označených jako úseky bez atriální fibrilace (které však nemusí nutně znamenat normální rytmus, protože záznamy z Long-Term AF Database obsahují i jiné poruchy srdečního rytmu než AF), není přibližně pravidelná, detektor na tyto změny nedokáže reagovat. Na obrázku 10 je sice vidět, že Shannonova entropie kolísala, kvůli krátké délce jednotlivých úseků však nestihla poklesnout pod prahovou hodnotu, kdy by byl úsek bez AF detekován.

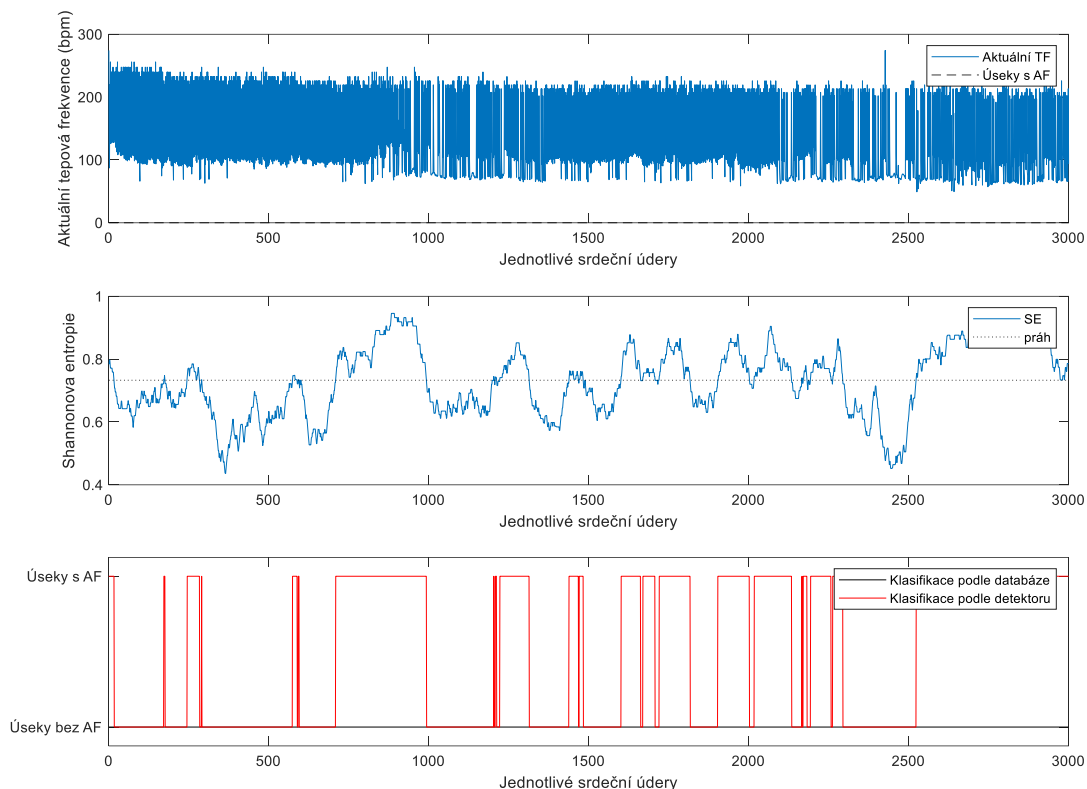


**Obrázek 9** Chybná detekce u rychlých změn srdečního rytmu

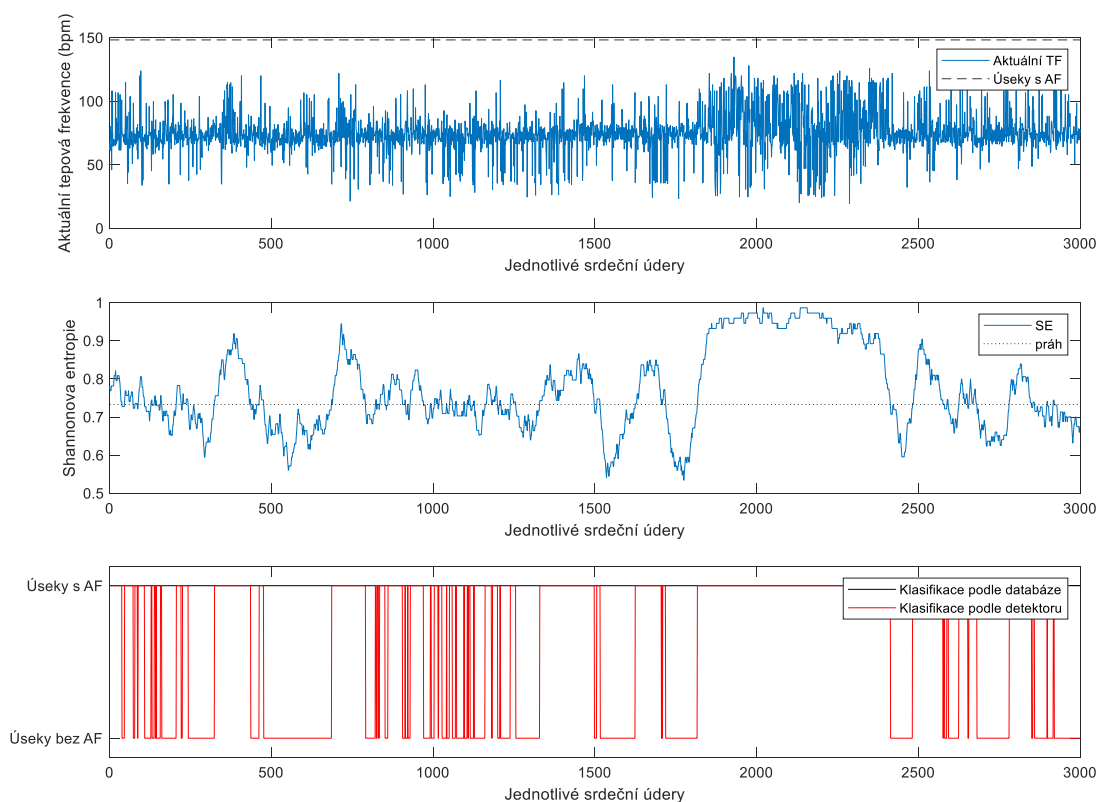


**Obrázek 10** Nedetekované krátké úseky bez atriální fibrilace s nepravdělnou frekvencí

Pokud tepová frekvence úseků bez AF rychle kolísala, byly některé segmenty detektorem chybně označeny jako úseky s AF, jak je zaznamenáno na obrázku 11.



**Obrázek 11** Chybná klasifikace při nepravidelné tepové frekvenci



**Obrázek 12** Chybná klasifikace při pravidelnější tepové frekvenci

Naopak, u úseků klasifikovaných databází jako atriální fibrilace, ve kterých byla tepová frekvence pravidelnější a její kolísání nebylo tak výrazné, označil detektor některé segmenty jako rytmus bez AF. Tato chybná klasifikace je vidět na obrázku 12. Na stejném obrázku mezi přibližně 1800. a 2400. srdečním úderem, kdy je tepová frekvence méně pravidelná a kolísá více chaoticky, je Shannonova entropie výrazně vyšší.

## 5 HODNOCENÍ ÚSPĚŠNOSTI DETEKCE

### 5.1 Použité parametry pro hodnocení úspěšnosti

Úspěšnost detekce byla vyhodnocena za použití tří parametrů: senzitivita, specificita a přesnost. Senzitivita ( $Se$ ) vyjadřuje schopnost detektoru úspěšně detekovat atriální fibrilaci. Specificita ( $Sp$ ) ukazuje schopnost detektoru správně rozpoznat segmenty signálu, které atriální fibrilaci neobsahují. Přesnost ( $Acc$ ) je určena podílem správně klasifikovaných objektů ze všech testovacích objektů, udává schopnost detektoru správně zařadit objekty do odpovídající třídy. Všechny parametry mohou být vyjádřeny v procentech. Senzitivita, specificita a přesnost se vypočítá podle vzorců:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (39)$$

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} \quad (40)$$

$$Acc = \frac{TP + TN}{TP + FP + TN + FN} \quad (41)$$

kde  $TP$  je počet intervalů, které jsou databází i detektorem klasifikovány jako atriální fibrilace,  $TN$  je počet intervalů, které jsou databází i detektorem klasifikovány jako rytmus bez AF,  $FP$  je počet intervalů označených databází jako rytmus bez AF, které detektor chybně klasifikoval jako AF, a  $FN$  je počet intervalů značených databází jako AF, které detektor špatně klasifikoval jako rytmus bez AF.

### 5.2 Hodnocení úspěšnosti navrženého detektoru

Pro zhodnocení úspěšnosti detekce jsem v MATLABu vytvořila funkci `vysledky`. Funkce slouží k výpočtu senzitivity, specificity a celkové přesnosti detekce atriální fibrilace. Vstupem funkce je buňkové pole o dvou sloupcích obsahující písmena  $F$  nebo  $N$  symbolizující hodnocení srdečního rytmu. V prvním sloupci je uloženo hodnocení podle databáze PhysioNet, ve druhém hodnocení podle navrženého detektoru. Vstupem je tedy druhý výstup funkce `SDS`, popsáné v kapitole 4.3. Výstupem funkce je vektor výsledků (senzitivita, specificita a celková přesnost), kterých detekce dosáhla.

Pro zvolenou testovací množinu, přibližnou v kapitole 4.4, dosáhla senzitivita detektoru 95,99 %, specificita 94,86 % a celková přesnost 95,52 %. Senzitivita detektoru pro testovací signály pouze z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database je 94,95 %, specificita 99,19 % a přesnost 97,37 %. Při použití testovací množiny ze samotné Long-Term AF Database se senzitivita rovnala 96,08 %, specificita 94,09 % a přesnost 95,29 %.

Pro všechny signály z celé MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, tedy dohromady trénovací i testovací sady, dosáhla senzitivita detekce 96,17 %, specificita 98,84 % a přesnost 97,64 %. Pro signály z celé Long-Term AF Database (trénovací i testovací množina dohromady) se senzitivita detekce rovnala 96,11 %, specificita 94,20 % a přesnost 95,32 %.

Pro všechny záznamy z obou databází, tedy pro trénovací i testovací sadu dat dohromady, detektor dosáhl senzitivity 96,12 %, specificity 94,90 % a celkové přesnosti 95,60 %.

**Tabulka 1** Záznamy, u kterých byla přesnost detekce nižší než 90 %

Záznam	TN	TP	FN	FP	Se [%]	Sp [%]	Acc [%]
04936	13242	30855	8826	722	77,76	94,83	82,20
01	8527	69962	2168	8898	96,99	48,94	87,64
22	101540	3989	70	23514	98,28	81,20	81,73
26	4878	24064	39901	141	37,62	97,19	41,95
39	18399	54952	40248	344	57,72	98,16	64,38
45	44095	17179	364	8078	97,93	84,52	87,89
49	11	54383	25771	13	67,85	45,83	67,84
64	0	23818	3361	3	87,63	0	87,62
103	512	92998	0	57902	100	0,88	61,76
111	60242	28850	9934	290	74,39	99,52	89,71
114	97389	1278	398	12301	76,26	88,79	88,60
115	14539	55392	38117	941	59,24	93,92	64,16
122	5906	19413	8	28327	99,96	17,25	47,19

V tabulce 1 jsou obsaženy záznamy, u kterých se celková přesnost detekce (Acc) rovnala méně než 90 %. V tabulce jsou u těchto signálů také zapsány počty intervalů klasifikovaných jako *TN*, *TP*, *FN* a *FP*, a z nich vypočítaná senzitivita a



specifická detekce podle vzorců (39) a (40). První záznam je z MIT-BIH AF Database, všechny ostatní z Long-Term AF Database.

Falešně negativní detekce u záznamu 04936 může být vysvětlena tím, že tepová frekvence u některých segmentů signálu, označených anotacemi z databáze jako úseky s atriální fibrilací, je zvýšená, ale zároveň celkem pravidelná, detektor tedy některé části signálu považuje za rytmus bez AF.

Falešně pozitivní detekce u záznamu 01 je, podobně jako na obrázku 11, způsobená nepravidelnou tepovou frekvencí u segmentů označených jako rytmus bez AF. U tohoto záznamu se celkem 933krát změnil rytmus, z toho 83krát na sinusovou bradykardii a 315krát na síňovou či komorovou bigeminií nebo trigeminií.

Stejně tak záznam 22, u kterého se změnil rytmus dokonce 3432krát (v průměru se tedy změnil každých 26 vteřin), vykazuje velké množství falešně pozitivních detekcí. Tento záznam obsahuje pouze 24 minut atriální fibrilace, rozdělených do 102 segmentů, jinak převážně normální sinusový rytmus (1636 úseků o celkové délce trvání 22 hodin 38 minut) a komorovou bigeminií (996 úseků o celkové délce 78 minut). Rychle se měnící rytmus, a tím způsobenou kolísající srdeční frekvenci, detektor pak vyhodnotil jako atriální fibrilaci. Falešně pozitivní detekce, kdy se rychle měnil srdeční rytmus i tepová frekvence u úseků bez atriální fibrilace, nastala i u záznamů 45, 114 a 122.

Záznam 26, u kterého byla přesnost detekce nejmenší, je tvořen velkým množstvím segmentů s atriální fibrilací, kdy srdeční frekvence kolísá kolem jedné hodnoty, a dá se tak považovat za přibližně pravidelnou. Detektor proto některé úseky chybně klasifikoval jako rytmus bez AF, podobně jako na obrázku 12. Stejný problém s falešně negativní detekcí měl detektor i u záznamů 39, 49, 64, 111 a 115.

Záznam 103 obsahuje jeden segment atriální fibrilace o délce 12 hodin a 27 minut, a dále celkem 2095 úseků normálního sinusového rytmu o délce trvání 9 hodin a 37 minut, 54 minut supraventrikulární tachykardie rozdělené do 1369 úseků a 824 segmentů síňové bigeminie s celkovou délkou trvání jedné hodiny. Dohromady se tak v úseku trvajícím přibližně 11 a půl hodiny, kdy se srdeční rytmus nerovnal atriální fibrilaci, 4288krát změnil rytmus, což odpovídá zhruba jedné změně za 10 vteřin. Prakticky celý úsek atriální fibrilace byl detekován správně, na rychlé změny ve zbytku signálu však detektor nebyl schopný reagovat, proto vykazuje klasifikace tak výrazné množství falešně pozitivních intervalů.

V tabulce 2 jsou obsaženy záznamy, u kterých byla celková přesnost detekce (Acc) vyšší než 99 %. V tabulce jsou u těchto signálů zapsány počty intervalů klasifikovaných jako *TN*, *TP*, *FN* a *FP*, a z nich vypočítaná senzitivita a specifická detekce. Prvních 13 záznamů je z MIT-BIH AF Database, ostatní jsou z Long-Term

AF Database. Pomlčka (-) u specifickosti nebo senzitivity znamená, že daný parametr nelze spočítat, protože by se při jeho výpočtu dělilo nulou.

**Tabulka 2** Záznamy, u kterých byla přesnost detekce vyšší než 99 %

<b>Záznam</b>	<b>TN</b>	<b>TP</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>Se [%]</b>	<b>Sp [%]</b>	<b>Acc [%]</b>
04048	39024	526	287	96	64,70	99,75	99,04
04746	16999	30728	145	0	99,53	100	99,70
04908	55675	5618	192	274	96,70	99,51	99,25
05091	36638	39	100	0	28,06	100	99,73
06453	34383	150	295	8	33,71	99,98	99,13
07162	0	39297	0	0	100	-	100
07859	0	61879	12	0	99,98	-	99,98
07879	16554	40006	29	4	99,93	99,98	99,94
07910	29828	6601	169	0	97,50	100	99,54
08215	10225	32873	257	0	99,22	100	99,41
08405	13760	45062	33	0	99,93	100	99,94
08434	37410	2291	19	129	99,18	99,66	99,63
08455	15287	44206	58	0	99,87	100	99,90
00	84574	21300	246	111	98,86	99,87	99,66
05	112813	9	59	23	13,24	99,98	99,93
08	107929	41	144	0	22,16	100	99,87
11	0	101123	102	4	99,90	0	99,90
12	0	117067	77	0	99,93	-	99,93
13	51115	17509	200	144	98,87	99,72	99,50
16	121652	1586	293	365	84,41	99,70	99,47
17	0	138591	0	0	100	-	100
18	0	141689	0	0	100	-	100
19	107407	139	234	5	37,27	100	99,78
20	0	108091	0	3	100	0	100
21	0	84564	8	0	99,99	-	99,99

30	32077	0	0	93	-	99,71	99,71
34	0	135274	0	19	100	0	99,99
35	72392	16160	79	375	99,51	99,48	99,49
37	64412	36	94	0	27,69	100	99,85
38	79493	1697	138	0	92,48	100	99,83
43	0	107073	197	6	99,82	0	99,81
44	0	146805	0	9	100	0	99,99
47	88548	7	82	389	7,87	99,56	99,47
48	0	146659	0	38	100	0	99,97
54	0	118203	0	0	100	-	100
55	80868	26009	198	0	99,24	100	99,82
60	0	116813	8	4	99,99	0	99,99
62	0	60335	362	51	99,40	0	99,32
65	0	95794	296	2	99,69	0	99,69
68	0	184802	0	17	100	0	99,99
69	0	141247	380	0	99,73	-	99,73
70	0	128677	0	0	100	-	100
71	0	125461	0	0	100	-	100
72	16216	127575	121	288	99,91	98,25	99,72
75	0	126774	0	0	100	-	100
102	108064	5606	684	38	89,13	99,96	99,37
104	81844	1825	332	15	84,61	99,98	99,59
113	101259	11242	37	9	99,67	99,99	99,96
117	28821	71205	4	35	99,99	99,88	99,96
118	80366	31745	18	478	99,94	99,41	99,56
120	108914	1008	605	55	62,49	99,95	99,40
200	0	82359	54	106	99,93	0	99,81
201	0	83833	0	23	100	0	99,97

202	0	145312	0	0	100	-	100
203	0	73788	0	11	100	0	99,99
205	0	116485	0	0	100	-	100
206	0	111337	0	11	100	0	99,99
207	0	129521	125	95	99,90	0	99,83
208	0	56385	117	0	99,79	-	99,79

Z tabulky 2 je vidět, že u záznamů, které byly prakticky celé tvořeny srdečním rytmem jiným než AF a obsahovaly pouze krátké úseky atriální fibrilace (záznamy 04048, 05091, 06453, 05, 08, 16, 19, 37, 47 a 120), dosáhla detekce velmi nízké senzitivity, protože byly úseky buď příliš krátké na to, aby je detektor stihl zaznamenat, nebo se v nich příliš neměnila srdeční frekvence, a byly tak klasifikovány jako úseky bez AF. Jelikož však bylo těchto úseků v daných záznamech málo a úseky s rytmem bez AF detektor klasifikoval správně, specifická i celková přesnost detekce byly vysoké.

Naopak u záznamů 11, 20, 34, 43, 44, 48, 60, 62, 65, 68, 200, 201, 203, 206 a 207, které jsou tvořeny převážně rytmem s atriální fibrilací a obsahují pouze krátké segmenty rytmu jiného, na které detektor nestihne reagovat změnou klasifikace, je kvůli falešně pozitivním detekcím nízká specifická. Díky správně detekovaným úsekům s AF – a tím vysoké senzitivě – je ale celková přesnost detekce vysoká.

Vysoké senzitivity i specifity (a tím i přesnosti) detekce dosáhla u dvou typů záznamů: těch, které jsou buď tvořeny pouze rytmem s AF nebo pouze rytmem bez AF, a u těch záznamů, u kterých jsou segmenty s atriální fibrilací i segmenty s jiným rytmem dlouhé nejméně několik tisíc RR intervalů.

U záznamů, které nejsou zapsány v tabulce 1 ani 2, dosáhla detekce celkové přesnosti mezi 90 a 99 %. Z MIT-BIH AF Database to jsou záznamy 04015, 04043, 04126, 05121, 05261, 06426, 06995, 08219 a 08378, z Long-Term AF Database záznamy 03, 06, 07, 10, 15, 23, 24, 25, 28, 32, 33, 42, 51, 53, 56, 58, 74, 100, 101, 105, 110, 116, 119, 121 a 204. Pro tyto záznamy dohromady bylo celkem 1712521 RR intervalů klasifikováno jako *TN*, 1044641 jako *TP*, 36863 jako *FN* a 65739 jako *FP*. Senzitivita pro tyto signály, vypočítaná z daných parametrů podle vzorce (39), vyšla 96,59 %, specifická, spočítaná podle rovnice (40), se rovnala 96,30 % a celková přesnost, vypočítaná vzorcem (41), vyšla 96,41 %.

### 5.3 Porovnání dosažených výsledků s publikovanými metodami

V tabulce 3 jsou porovnány dosažené výsledky detekce této práce s výsledky klasifikačních metod publikovaných v literatuře, které byly popsány v kapitole 3. Všechny zmíněné metody používají k detekci rozdíly v délce RR intervalů.

**Tabulka 3** Porovnání dosažených výsledků s publikovanými metodami

Název práce	Se [%]	Sp [%]	Acc [%]
Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation [15]	94,4	95,1	-
A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals [19]	95,8	96,4	-
Probability density distribution of delta RR intervals: a novel method for the detection of atrial fibrillation [22]	95,3	96,3	95,9
A Novel Method for Detection of the Transition Between Atrial Fibrillation and Sinus Rhythm [23]	96,1	98,1	-
High accuracy in automatic detection of atrial fibrillation for Holter monitoring [24]	98,2	97,5	-
Rhythm-based heartbeat duration normalization for atrial fibrillation detection [25]	96,39	96,38	96,38
A Real-Time Atrial Fibrillation Detection Algorithm Based on the Instantaneous State of Heart Rate [26]	97,31	98,28	97,84
Automatic online detection of atrial fibrillation based on symbolic dynamics and Shannon entropy [27]	96,82	98,06	97,50
Tato práce	96,17	98,84	97,64

Metoda zmíněná ve studii [15] využívá tří parametrů: odmocnina průměru kvadratických rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD), poměr bodů zvratu (TPR) a Shannonova entropie. Tyto parametry jsou porovnány s prahovými hodnotami. Algoritmus byl testován na datech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, u kterých dosáhl senzitivity 94,4 % a specificity 95,1 %, a signálech z MIT-BIH Arrhythmia Database (obsahuje mimo převážně normálního sinusového

rytmu různé druhy arytmí), u kterých se senzitivita detekce rovnala 90,2 % a specifická 91,2 %.

Další zmíněná metoda [19] opět využívá nepravidelnosti RR intervalů, kdy je sestrojena RdR mapa jako délky jednotlivých RR intervalů vůči rozdílům RR intervalů. Tento algoritmus, popsáný v kapitole 3.4, byl otestovaný na MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a MIT-BIH Arrhythmia Database pro délky okna 32, 64 a 128 RR intervalů. Nejlepších výsledků u obou zmíněných databází dosáhl algoritmus při délce okna 128, kdy vyšla u první databáze senzitivita 95,8 % a specifická 96,4 %, u druhé pak 98,9 % a 78,8 %.

Metoda popsaná ve studii [22] sestává ze tří kroků, nejprve je sestrojena mapa za využití rozdílu RR intervalů, z mapy je spočítána hustota rozdělení pravděpodobnosti (PDD), AF segmenty jsou detekovány pomocí metody podpůrných vektorů. Metoda, uvedená v kapitole 3.7, byla testována na 4 databázích serveru PhysioNet (MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, MIT-BIH Arrhythmia Database, Long term atrial fibrillation database a MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database) pro délku okna 15, 20, 30, 40, 50 a 60 sekund. Nejlepších výsledků dosáhla u první zmíněné databáze pro délku okna 40 s, kdy se senzitivita rovnala 95,3 %, specifická 96,3 % a přesnost 95,9 %. Pro záznamy z Long-Term AF Database i MIT-BIH Arrhythmia Database jako optimální délka okna vyšla 60 s, kdy u první databáze algoritmus detekoval atriální fibrilaci se senzitivitou 95,1 %, specifickou 92,0 % a celkovou přesností 93,7 %, u druhé pak byla senzitivita 94,5 %, specifická 90,0 % a přesnost 90,6 %.

Ve studii [23] se využívá histogramů spočítaných z rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů, je sestrojena křivka rozdílů mezi rozděleními  $\Delta RR$  intervalů (dRDDC), na které se detekují píky, k zpřesnění detekce je použit Kolmogorovův-Smirnovův test. Uvedená metoda je popsána v kapitole 3.8. Metoda, testovaná na MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, dosáhla senzitivity 96,1 % a specifické 98,1 %. Stejná metoda je použita i ve studii [24], k algoritmu je navíc přidán i detektor P vln. Senzitivita vyšla 98,2 %, specifická 97,5 %, algoritmus tedy dosáhl vyšší senzitivity, ale nižší specifické.

Algoritmus prezentovaný ve studii [25] a blíže vysvětlený v kapitole 3.9 je založen na principu afinní normalizace délek RR intervalů a výpočtu normalizované entropie. Metoda byla testována na datech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a MIT-BIH Arrhythmia Database při délkách segmentů 30, 50 a 70 intervalů. Nejlepších výsledků se u první databáze dosáhlo při délce segmentu 70 vzorků, kdy se senzitivita rovnala 96,39 %, specifická 96,38 % a přesnost 96,38 %. U druhé databáze dopadla detekce hůře, nejpresnější detekce při délce okna 50 vzorků vyšla senzitivita 86,56 %, specifická 86,41 % a celková přesnost 86,42 %.

Ve studii [26] využívá popsaná metoda okamžitou tepovou frekvenci, symbolické dynamické systémy a Shannonovu entropii. Tento algoritmus, využitý i v této práci, je uveden v kapitole 3.10. Jako trénovací databáze byla využita Long-Term AF Database, pomocí které byla vybrána optimální prahová hodnota  $p = 0,639$ , pro kterou dosahovala detekce pro trénovací databázi senzitivity 96,14 %, specifity 95,73 % a přesnosti 95,97 %. Algoritmus pak byl otestován na datech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, MIT-BIH Arrhythmia Database a MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database. U první testovací databáze vyšla senzitivita 97,31 %, specifita 98,28 % a přesnost 97,84 %, u MIT-BIH Arrhythmia Database pak senzitivita 97,83 %, specifita 87,41 % a přesnost 88,51 %.

Podobného principu se využilo i ve studii [27], kdy se nepracovalo s okamžitou tepovou frekvencí, ale délkou RR intervalů. Pomocí záznamů z Long-Term AF Database, využitých jako trénovací množina, byl nalezen optimální práh  $p = 0,353$ , při které dosáhla pro trénovací sadu dat senzitivita detekce 96,72 %, specifita 95,07 % a přesnost 96,05 %. U testovacích databázích metoda dosáhla přibližně stejných výsledků jako studie [26], senzitivita detekce pro MIT-BIH AF Database se rovnala 96,82 %, specifita 98,06 % a přesnost 97,50 %, u MIT-BIH Arrhythmia Database pak 97,33 %, 90,78 % a 91,46 %.

Protože jsou v tabulce 3 zaznamenány výsledky, kterých jednotlivé metody dosáhly pro záznamy pouze z MIT-BIH AF Database, jako výsledky této práce jsem použila hodnoty, kterých algoritmus dosáhl pro celou tuto databázi (dohromady pro záznamy, které jsem používala jako trénovací i testovací). Senzitivita detekce vyšla 96,17 %, specifita 98,84 % a přesnost 97,64 %. Celkové výsledky jsou blíže popsány v kapitole 5.2. Nižší senzitivita a vyšší specifita je způsobena vyšší prahovou hodnotou ( $p = 0,733$ ), pokud by se totiž jako trénovací databáze brala celá MIT-BIH AF Database, optimální práh by vyšel 0,648, při kterém by se pro tuto trénovací sadu dat senzitivita rovnala 97,83 %, specifita 97,81 % a přesnost 97,82 %. Vyšší práh byl u algoritmu nastaven hlavně kvůli záznamům z Long-Term AF Database, protože se u nich vyskytují i jiné druhy poruch srdečního rytmu, které při nižších hodnotách prahu snižují specifitu detekce.

# ZÁVĚR

Cílem této práce bylo popsat problematiku atriálních fibrilací, provést literární rešerši metod automatické detekce této arytmie v EKG záznamu, jednu z metod realizovat v programovém prostředí MATLAB a otestovat na signálech z databází MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a Long-Term AF Database, a dosažené výsledky shrnout a porovnat s výsledky dosaženými ostatními autory.

Úvodní kapitoly teoretické části práce se zabývají srdcem, jeho elektrofyzilogickými projevy a patofyziologií atriální fibrilace. Kapitola 3 je věnována metodám automatické detekce této fibrilace, které ve většině případů využívají nepravidelností v délkách RR intervalů.

V praktické části je v programovém prostředí MATLAB realizována metoda založená na principu symbolických dynamických systémů a výpočtu Shannonovy entropie. Tento algoritmus byl optimalizován, byla zvolena délka okna 95 RR intervalů a vybrána prahová hodnota  $p = 0,733$ . Algoritmus byl trénován a testován na 23 desetihodinových signálech z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a 83 signálech o délce trvání 24 až 25 hodin z Long-Term AF Database. V kapitole 4.5 jsou uvedeny ukázky detekce včetně chybně klasifikovaných úseků, algoritmus nejvíce chyboval při rychlých změnách srdečního rytmu.

Výsledky klasifikace jsou uvedené v kapitole 5.2. Při detekci s optimálním prahem  $p = 0,733$  bylo pro signály z celé MIT-BIH Atrial Fibrillation Database dosaženo senzitivity 96,17 %, specifity 98,84 % a celkové přesnosti 97,64 %. Pro všechny záznamy z obou použitých databází detektor dosáhl senzitivity 96,12 %, specifity 94,90 % a celkové přesnosti 95,60 %.

Dosažené výsledky detekce jsou v kapitole 5.3 porovnané s výsledky jiných prací. Protože je u většiny metod uvedena pouze úspěšnost detekce pro signály z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (nebo MIT-BIH Arrhythmia Database, která však v této práci použita není), dají se výsledky této práce považovat za srovnatelné s jinými metodami. Detekce atriální fibrilace u záznamů z MIT-BIH Atrial Fibrillation Database byla úspěšnější než u Long-Term AF Database, jelikož záznamy z druhé zmíněné databáze obsahují i jiné srdeční arytmie, u kterých může být srdeční frekvence také nepravidelná, a tím mohla být přesnost detekce snižována.



# Literatura

- [1] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání*. 4. české vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
- [2] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 3., dopl. a rozš. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-716-9788-5.
- [3] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [4] GUYTON, Arthur a John HALL. *Textbook of medical physiology*. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, c2006. ISBN 0-7216-0240-1.
- [5] HABERL, Ralph. *EKG do kapsy*. Překlad 4. vydání. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4192-5.
- [6] ŠVARCOVÁ, Tereza a Jiří VESELÝ. *Antikoagulační léčba u fibrilace síní*. 1. vydání. Praha: Mladá fronta, 2014. Edice postgraduální medicíny. ISBN 978-80-204-3047-2.
- [7] BENNETT, David. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Překlad 8. vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [8] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1385-4.
- [9] STANĚK, Vladimír. *Kardiologie v praxi*. 1. vydání. Praha: Axonite CZ, 2014. Asclepius. ISBN 978-80-904899-7-4.
- [10] LUKL, Jan. *Fibrilace síní*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2768-4.
- [11] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Vyd. 2., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. ISBN 978-80-7013-533-4.
- [12] O'ROURKE, Robert, Richard WALSH a Valentín FUSTER. *Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi*. Překlad 12. vydání. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-3175-9.
- [13] DU, Xiaochuan, Nini RAO, Mengyao QIAN, Dingyu LIU, Jie LI, Wei FENG, Lixue YIN a Xu CHEN. A Novel Method for Real-Time Atrial Fibrillation Detection in Electrocardiograms Using Multiple Parameters. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* [online]. 2014, **19**(3), 217-225 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1111/anec.12111. ISSN 1082720X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/anec.12111>
- [14] CHIN-TENG LIN, , KUAN-CHENG CHANG, CHUN-LING LIN et al. An Intelligent Telecardiology System Using a Wearable and Wireless ECG to Detect Atrial Fibrillation. *IEEE Transactions on Information Technology in*

- Biomedicine* [online]. 2010, **14**(3), 726-733 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1109/TITB.2010.2047401. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5443463/>
- [15] DASH, S., K. CHON, S. LU a E. RAEDER. Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, **37**(9), 1701-1709 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1007/s10439-009-9740-z. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-009-9740-z>
- [16] KENNEDY, Alan, Dewar FINLAY, Daniel GULDENRING, Raymond BOND, Kieran MORAN a James MCLAUGHLIN. Automated detection of atrial fibrillation using R-R intervals and multivariate-based classification. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2016, **49**(6), 871-876 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2016.07.033. ISSN 00220736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002207361630111X>
- [17] KENNEDY, Alan, Dewar FINLAY, Daniel GULDENRING, Raymond BOND a James MCLAUGHLIN. The accuracy of beat-interval based algorithms for detecting atrial fibrillation. *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)* [online]. IEEE, 2015, **2015**(1), 893-896 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1109/CIC.2015.7411055. ISBN 978-1-5090-0685-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7411055/>
- [18] TATENO, K. a L. GLASS. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and  $\Delta$ RR intervals. *Medical and Biological Engineering and Computing* [online]. 2001, **39**(6), 664-671 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1007/BF02345439. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02345439>
- [19] LIAN, Jie, Lian WANG a Dirk MUESSIG. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals. *The American Journal of Cardiology* [online]. 2011, **107**(10), 1494-1497 [cit. 2018-10-21]. DOI: 10.1016/j.amjcard.2011.01.028. ISSN 00029149. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002914911003407>
- [20] MOODY, GB a RG MARK. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. *Computers in Cardiology*. [online]. 1983, **1983**(10), 227-230 [cit. 2018-10-21]. Dostupné z: <http://ecg.mit.edu/george/publications/afib-cinc-1983.pdf>
- [21] RUAN, Xiuhua, Changchun LIU, Chengyu LIU, Xinpei WANG a Peng LI. Automatic detection of atrial fibrillation using R-R interval signal. *2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)* [online]. IEEE, 2011, **2011**(4), 644-647 [cit. 2018-11-03]. DOI:

- 10.1109/BMEI.2011.6098492. ISBN 978-1-4244-9352-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6098492/>
- [22] LI, Yanjun, Xiaoying TANG, Ancong WANG a Hui TANG. Probability density distribution of delta RR intervals: a novel method for the detection of atrial fibrillation. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2017, **40**(3), 707-716 [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1007/s13246-017-0554-2. ISSN 0158-9938. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s13246-017-0554-2>
- [23] CHAO HUANG, , SHUMING YE, HANG CHEN, DINGLI LI, FANGTIAN HE a YUEWEN TU. A Novel Method for Detection of the Transition Between Atrial Fibrillation and Sinus Rhythm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2011, **58**(4), 1113-1119 [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1109/TBME.2010.2096506. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5657251/>
- [24] JIANG, Kai, Chao HUANG, Shu-ming YE a Hang CHEN. High accuracy in automatic detection of atrial fibrillation for Holter monitoring. *Journal of Zhejiang University SCIENCE B* [online]. 2012, **13**(9), 751-756 [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1631/jzus.B1200107. ISSN 1673-1581. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1631/jzus.B1200107>
- [25] ISLAM, Md, Nassim AMMOUR, Naif ALAJLAN a Hatim ABOALSAMH. Rhythm-based heartbeat duration normalization for atrial fibrillation detection. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2016, **72**(1), 160-169 [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1016/j.compbimed.2016.03.015. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482516300683>
- [26] ZHOU, Xiaolin, Hongxia DING, Wanqing WU, Yuanting ZHANG a Alena TALKACHOVA. A Real-Time Atrial Fibrillation Detection Algorithm Based on the Instantaneous State of Heart Rate. *PLOS ONE* [online]. 2015, **10**(9) [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1371/journal.pone.0136544. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0136544>
- [27] ZHOU, Xiaolin, Hongxia DING, Benjamin UNG, Emma PICKWELL-MACPHERSON a Yuanting ZHANG. Automatic online detection of atrial fibrillation based on symbolic dynamics and Shannon entropy. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2014, **13**(1) [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1186/1475-925X-13-18. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-18>
- [28] About PhysioNet. *PhysioNet* [online]. [cit. 2019-03-16]. Dostupné z: <https://physionet.org/about.shtml>

- [29] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* **101**(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages;<http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13).
- [30] Petrutiu S, Sahakian AV, Swiryn S. Abrupt changes in fibrillatory wave characteristics at the termination of paroxysmal atrial fibrillation in humans. *Europace* **9**:466-470 (2007).

# Seznam symbolů, veličin a zkratek

Acc	přesnost
AF	atriální fibrilace
AV	atrioventrikulární
bpm	počet tepů za minutu
BPR	poměr prázdných oken
CV	variační koeficient
EKG	elektrokardiogram
FN	falešně negativní
FP	falešně pozitivní
FS	fibrilace síní
NEB	počet neprázdných sloupců
PDD	hustota rozdělení pravděpodobnosti
RMSSD	odmocnina průměru kvadratických rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů
SA	sinoatriální
SD1	rozptyl bodů na Poincarého mapě kolmo na hlavní diagonálu
SD2	rozptyl bodů na Poincarého mapě podél hlavní diagonály
Se	senzitivita
SE	Shannonova entropie
Sp	specifická
TN	pravdivě negativní
TP	pravdivě pozitivní
TPR	poměr bodů zvratu
VAI	vektorový úhlový index
VLI	index vektorové vzdálenosti